



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TRABAJO FINAL DE GRADO

Grado en ingeniería mecánica

CÁLCULO DE PARÁMETROS HEMODINÁMICOS PARA EL ESTUDIO DE PATOLOGÍAS CARDIOVASCULARES



Memoria y apéndices

Autor: Jordi Alemany Bartomeu

Director: Eduardo Soudah Prieto

Convocatoria: Junio 2018



Resumen

El mundo se encuentra en continua evolución gracias al crecimiento científico que ha experimentado la sociedad a lo largo de estos últimos siglos de vida. El presente proyecto trata de formar parte de este crecimiento científico proporcionando una serie de descripciones, cálculos y simulaciones del campo de la ingeniería aplicado a la biomedicina, más concretamente en la ingeniería biomédica.

Entre varias aplicaciones y demostraciones científicas se aplicarán principalmente las herramientas de ingeniería propias del campo de la mecánica de fluidos y del conjunto de programas informáticos de cálculo de mecánica computacional sobre modelos geométricos creados en el software de simulación numérica, GID.

Partiendo de una investigación hemodinámica y matemática, en este proyecto se simularán unos casos concretos de flujo hemodinámico en vasos sanguíneos y arterias del cuerpo humano mediante KRATOS, complemento previamente instalado en GID, para obtener resultados que proporcionen apoyo a la medicina predictiva. Es decir, partiendo de situaciones aproximadas a la realidad se trata de estudiar el comportamiento del fluido sanguíneo en varios modelos geométricos. Paralelamente a este estudio, se desarrollarán algunos indicadores o parámetros hemodinámicos, programables en los programas de métodos numéricos comentados, para el estudio idealizado de patologías cardiovasculares.

Resum

El món es troba en contínua evolució gràcies al creixement científic que ha experimentat la societat al llarg d'aquests últims segles de vida. El present projecte tracta de formar part d'aquest creixement científic proporcionant una sèrie de descripcions, càlculs i simulacions del camp de l'enginyeria aplicat a la biomedicina, més concretament a l'enginyeria biomèdica.

Entre diverses aplicacions i demostracions científiques s'aplicaran principalment les eines d'enginyeria pròpies del camp de la mecànica de fluids i del conjunt de programes informàtics de càlcul de mecànica computacional sobre models geomètrics creats en el software de simulació numèrica, GID.

Partint d'una investigació hemodinàmica i matemàtica, en aquest projecte es simularan casos concrets de flux hemodinàmic en vasos sanguinis i artèries del cos humà mitjançant KRATOS, complement prèviament instal·lat a GID, per obtenir resultats que proporcionin suport a la medicina predictiva. És a dir, partint de situacions aproximades a la realitat es tracta d'estudiar el comportament del fluid sanguini en diversos models geomètrics. Paral·lelament a aquest estudi, es desenvoluparan alguns indicadors o paràmetres hemodinàmics, programables en els programes de mètodes numèrics comentats, per a l'estudi idealitzat de patologies cardiovasculars.

Abstract

The world is in continuous evolution thanks to the scientific growth that society has experienced throughout these last centuries of life. The present project tries to be part of this scientific growth by providing a series of descriptions, calculations and simulations of the field of engineering applied to biomedicine, more specifically in biomedical engineering.

Among several applications and scientific demonstrations will be applied mainly the engineering tools of the field of fluid mechanics and the set of computational computer calculation software on geometric models created in the numerical simulation software, GID.

Based on hemodynamic and mathematical research, this project simulates specific cases of hemodynamic flow in blood vessels and arteries of the human body using KRATOS, a complement previously installed in GID, to obtain results that provide support to predictive medicine. That is, starting from approximate situations to reality, it is about studying the behavior of the blood flow in several geometric models. Parallel to this study, some indicators or hemodynamic parameters, programmable in the programs of numerical methods commented, will be developed for the idealized study of cardiovascular pathologies.

Agradecimientos

Agradecer al equipo de GID por el apoyo mostrado, tanto personal como técnico en referencia a mi proyecto de final de grado. Las colaboraciones realizadas en CIMNE (International Centre for Numerical Methods in Engineering) han permitido desarrollarme de manera cómoda en estos primeros pasos en el campo de la ingeniería.

Agradecer a Eduardo Soudah Prieto, director de este trabajo, el conjunto de consejos y directrices recibidas a lo largo del desarrollo del proyecto.

Glosario

Q = Caudal (m^3/s)

v_m = Velocidad media del fluido (m/s)

A = Área de la sección transversal del conducto (m^2)

d_{ij} = Tensor de velocidad de deformación

τ_{ij} = Tensión de cizallamiento de la pared (WSS)

μ = Viscosidad dinámica del fluido ($\text{Pa}\cdot\text{s}$)

$\dot{\gamma}$ o WSR = “shear rate” (s^{-1})

u_j = Velocidad del fluido paralela a la pared (m/s)

x_i = Distancia normal a la pared arterial (m)

WSS = Tensión de cizallamiento de la pared (m^2/s^2)

TWSS = Cantidad de carga de esfuerzo WSS en algún instante de un ciclo cardíaco

OSI = Índice de cizallamiento oscilatorio

RRT = Tiempo de residencia relativa

ECAP = Potencial de activación de células endoteliales

r = Radio del conducto (m)

ΔP = Diferencia de presión (Pa)

ρ = Densidad del fluido (kg/m^3)

L = Longitud del conducto (m)

$V(t)$ = Velocidad del flujo (m/s)

$V_{\text{máx}}$ = Velocidad máxima del flujo (m/s)

t = Tiempo (s)

T = Periodo del ciclo (s)

A_{secc} = Área de la sección de la arteria (m^2)

Re = Número Reynolds

ν = Viscosidad cinemática del fluido (m^2/s)

D = Diámetro interno del conducto (m)

R = Radio sección inicial correspondiente a capas “Inlet” (m)

δ = Altura de capa límite (m)

Índice de ilustraciones

Ilustración 1: Esfuerzos [11].....	8
Ilustración 2: Muestra de WSR y WSS [11]	9
Ilustración 3: Desarrollo de WSS.....	9
Ilustración 4: Ecuaciones de Navier-Stokes	14
Ilustración 5: Estructura de GID.....	16
Ilustración 6: Estructura de KRATOS.....	17
Ilustración 7: Modelización numérica.....	18
Ilustración 8: Geometría del modelo de la aorta.....	20
Ilustración 9: Mallado del modelo de la aorta.....	20
Ilustración 10: Sección de la aorta	21
Ilustración 11: Malla 1 y malla 2 del modelo de aorta.....	22
Ilustración 12: Modelo del flujo sanguíneo	23
Ilustración 13: Perfiles de velocidad del flujo en un tubo.....	24
Ilustración 14: Región de entrada en un tubo para el caso de flujo laminar	24
Ilustración 15: Perfil de velocidades inicial del modelo de la aorta.....	25
Ilustración 16: Lectura de la diferencia de presión del modelo de la aorta en las tres mallas.....	27
Ilustración 17: Secciones del perfil de velocidades horizontal del modelo de la aorta.....	29
Ilustración 18: Sección1: solución teórica y solución experimental	29
Ilustración 19: Perfil de velocidades del modelo de la aorta para las tres mallas.....	30
Ilustración 20: Visualización del recorrido del flujo estabilizado del modelo de la aorta	32
Ilustración 21: Reacciones del modelo de la aorta	33
Ilustración 22: WSS previo del modelo de la aorta.....	34
Ilustración 23: WSS del modelo de la aorta.....	34
Ilustración 24: TWSS del modelo de la aorta	35
Ilustración 25: OSI del modelo de la aorta.....	35
Ilustración 26: RRT del modelo de la aorta.....	35
Ilustración 27: ECAP del modelo de la aorta.....	36
Ilustración 28: Principales medidas geométricas de la anastomosis.....	37
Ilustración 29: Geometría de la anastomosis	38
Ilustración 30: Mallado de la anastomosis	38
Ilustración 31: Sección del modelo de la anastomosis	39
Ilustración 32: Malla 1 y malla 2 de la anastomosis	40
Ilustración 33: Perfil de velocidades inicial del modelo de la anastomosis	41
Ilustración 34: Generación de planos de corte verticales en la anastomosis.....	42
Ilustración 35: Secciones de los perfiles de velocidad horizontal de la anastomosis.....	42
Ilustración 36: Perfil de velocidades horizontal de las tres mallas del modelo de la anastomosis	43
Ilustración 37: Secciones de los perfiles de velocidad vertical de la anastomosis	45
Ilustración 38: Perfil de velocidades vertical de las tres mallas del modelo de la anastomosis.....	46
Ilustración 39: Visualización del recorrido del flujo estabilizado del modelo de la anastomosis.....	49
Ilustración 40: Reacciones de la anastomosis.....	50
Ilustración 41: WSS de la anastomosis	50

Ilustración 42: TWSS de la anastomosis.....	50
Ilustración 43: OSI de la anastomosis	51
Ilustración 44: RRT de la anastomosis	51
Ilustración 45: ECAP de la anastomosis	51
Ilustración 46: Arteria carótida	52
Ilustración 47: Principales medidas geométricas de la carótida.....	53
Ilustración 48: Geometría de la carótida	54
Ilustración 49: Malla 0 del modelo de la carótida	54
Ilustración 50: Malla 1 del modelo de la carótida	55
Ilustración 51: Malla 0 y malla 1 del modelo de la carótida	55
Ilustración 52: Perfil de velocidades inicial del modelo de la carótida.....	56
Ilustración 53: Malla 1: Mallado y presión del modelo de la carótida.....	57
Ilustración 54: Malla 1: Evolución de la velocidad absoluta del flujo en la carótida	60
Ilustración 55: WSS en la zona del aneurisma de la carótida	61
Ilustración 56: TWSS en la zona del aneurisma de la carótida	61
Ilustración 57: OSI en la zona del aneurisma de la carótida	62
Ilustración 58: RRT en la zona del aneurisma de la carótida	62
Ilustración 59: ECAP en la zona del aneurisma de la carótida	63
Ilustración 60: Arteria coronaria	64
Ilustración 61: Geometría de la arteria coronaria	65
Ilustración 62: Malla 0 de la arteria coronaria.....	66
Ilustración 63: Malla 1 y malla 2 de la arteria coronaria	67
Ilustración 64: Lectura de la diferencia de presión del modelo de la arteria en las tres mallas	69
Ilustración 65: Secciones de los perfiles de velocidad horizontal de la arteria coronaria	70
Ilustración 66: Perfil de velocidades horizontal de las tres mallas de la arteria coronaria	71
Ilustración 67: Visualización del recorrido del flujo estabilizado en la arteria coronaria	73
Ilustración 68: Reacciones de la arteria coronaria.....	74
Ilustración 69: TWSS de la arteria coronaria.....	74
Ilustración 70: Plano XY: OSI de la arteria coronaria	74
Ilustración 71: Plano XZ: OSI de la arteria coronaria	75
Ilustración 72: RRT de la arteria coronaria	75
Ilustración 73: ECAP de la arteria coronaria	76
Ilustración 74: Aplicación. Cuadro para definir los datos geométricos	77
Ilustración 75: Conjunto de modelos (delta 0, 3, 5 y 7) con sus respectivas mallas.....	79
Ilustración 76: Perfil de velocidades inicial arteria coronaria con delta 0	80
Ilustración 77: Lectura de la diferencia de presión de la arteria coronaria con delta 0	81
Ilustración 78: Lectura de la diferencia de presión de la arteria coronaria con delta 3	82
Ilustración 79: Lectura de la diferencia de presión de la arteria coronaria con delta 5	82
Ilustración 80: Lectura de la diferencia de presión de la arteria coronaria con delta 7	82
Ilustración 81: Áreas coloreadas de la presión para delta 0, 3, 5 y 7	83
Ilustración 82: perfiles de velocidad de la sección central para los modelos con delta 0, 3, 5 y 7.....	84
Ilustración 83: Simulación de la velocidad absoluta para delta 0, delta 3, delta 5 y delta 7	85
Ilustración 84: Simulación del indicador WSS para delta 0, delta 3 y delta 5.....	86

Contenido

Resumen	1
Resum	2
Abstract.....	3
Agradecimientos	4
Glosario	5
Índice de ilustraciones	6
Contenido	8
1. Prefacio	1
1.1 Origen del trabajo	1
1.2 Motivación	1
1.3 Requerimientos previos	1
2. Introducción	3
2.1 Objetivos del trabajo.....	3
2.2 Alcance del trabajo	4
3. Sistema Cardiovascular e indicadores hemodinámicos	5
3.1 Sistema cardiovascular	5
3.2 Antecedentes médicos.....	6
3.3 Indicadores hemodinámicos	6
3.3.1 Fuerzas hemodinámicas.....	7
3.3.2 Indicadores de diagnóstico	8
3.3.3 Uso de los indicadores de diagnóstico en la práctica clínica	11
4. Teoría matemática y física	13
4.1 Ecuaciones principales	13
4.2 Ley de Poiseuille.....	15
4.3 Programación de indicadores en Python	16
5. Modelado de aorta como arteria larga y recta.....	19
5.1 Geometría del Modelo, Malla y datos	19
5.1.1 Geometría y mallado.....	19
5.1.2 Datos	23
5.2 Resultados.....	26
5.2.1 Comprobación teórica de la Ley de Poiseuille	26

5.2.2 Lectura de la diferencia de presión en la arteria	27
5.2.3 Perfil de velocidades de KRATOS en diferentes secciones	29
5.2.4 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado.....	32
5.2.5 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos.....	33
6. Flujo constante en una anastomosis de extremo a extremo (bifurcación de injerto).....	37
6.1 Geometría del Modelo, Malla y datos	37
6.1.1 Geometría y mallado.....	37
6.1.2 Datos	41
6.2 Resultados.....	42
6.2.1 Perfil de velocidades horizontal de KRATOS en diferentes secciones	42
6.2.2 Perfil de velocidades vertical de KRATOS en diferentes secciones.....	45
6.2.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado.....	48
6.2.4 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos.....	50
7. Bifurcación carotídea	52
7.1 Geometría del Modelo, Malla y datos	53
7.1.1 Geometría y mallado.....	53
7.1.2 Datos	56
7.2 Resultados.....	57
7.2.1 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado.....	57
7.2.2 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos.....	61
8. Arteria coronaria idealizada.....	64
8.1 Geometría del Modelo, Malla y datos	64
8.1.1 Geometría y mallado.....	64
8.1.2 Datos	68
8.2 Resultados.....	69
8.2.1 Lectura de la diferencia de presión en la arteria	69
8.2.2 Perfil de velocidades de KRATOS en diferentes secciones	70
8.2.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado.....	73
8.2.4 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos.....	74
9. Arterias coronarias con varios niveles de estenosis	77
9.1 Geometría del Modelo, Malla y datos	77
9.1.1 Geometría y mallado.....	77
9.1.2 Datos	80
9.2 Resultados.....	81

9.2.1 Lectura de la diferencia de presión en la arteria	81
9.2.2 Perfil de velocidades vertical en las diferentes reducciones	84
9.2.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado.....	85
9.2.4 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos.....	86
10. Conclusiones y futuros trabajos	87
11. Impacto ambiental	89
12. Viabilidad económica del proyecto	90
Apéndice A.....	93
A.1 Scripts de Python	93
Estructuras con la programación de los indicadores	93
Apéndice B.....	101
B.1 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la aorta.....	101
B.2 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la anastomosis	103
B.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la carótida	105
B.4 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la arteria coronaria	109
B.5 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la arteria coronaria con delta 0, delta 3, delta 5 y delta7	111
Referencias	118
Libros, publicaciones y revistas.....	118
Bibliografía	119
Páginas web	119

1. Prefacio

La medicina es la ciencia dedicada al estudio de la vida, la salud, las enfermedades y la muerte del ser humano, e implica ejercer tal conocimiento técnico para el mantenimiento y recuperación de la salud, aplicándolo al diagnóstico, tratamiento y prevención de las enfermedades. Este campo ha evolucionado mucho a lo largo del último siglo. Se puede contribuir a seguir ayudando mediante los conocimientos científico-técnicos, mediante cálculos matemáticos o resoluciones por métodos numéricos que den respuesta a ecuaciones complejas para hacer que la medicina predictiva, basada en sistemas informáticos que tratan de dar nuevas opiniones o modificar las existentes, pueda contribuir a encontrar la solución o la respuesta más correcta ante dificultades o problemas que se presenten.

1.1 Origen del trabajo

Inicialmente, tras la comprensión general de los conocimientos propios de un grado de ingeniería, surge la necesidad de comprender dichos conocimientos en la aplicación y estudio de casos de la realidad, aunque previamente idealizados para solventar las complejas situaciones que puedan surgir en futuros experimentos.

Por otro lado, me interesé en la evolución e innovación de los estudios en biomedicina debido a que considero que es un campo donde se puede progresar desde el punto de vista de la ingeniería, con el objetivo de ayudar a los profesionales de la medicina.

1.2 Motivación

A partir de los conocimientos matemáticos, físicos y mecánicos propios de la ingeniería mecánica surge la necesidad de aplicarlos en proyectos de estudios de ingeniería. La motivación principal recae en comprender mejor el comportamiento del mundo biológico mediante herramientas del campo de la ingeniería.

1.3 Requerimientos previos

Para la realización de este trabajo, el conjunto de requerimientos previos agrupa conocimientos hemodinámicos referentes a la interacción entre el flujo sanguíneo y las diversas cavidades por las cuales circula dentro del sistema cardiovascular. Después, para comprender la evolución de dichos fluidos es necesario los conocimientos matemáticos y físicos que se derivan de las leyes que se argumentarán en este trabajo. Finalmente, en cuanto a la parte médica es necesario conocer las principales características de los elementos que interactúan en los sistemas cardiovascular y sanguíneo, así como las principales patologías que puedan surgir en dichos sistemas, con el fin de encontrar posibles razones y conclusiones.

Para la parte práctica, ha sido necesario conseguir un manejo fluido y correcto del software GID [6], así como del complemento KRATOS [7]. GID es un pre y post procesador universal, adaptable y fácil de usar para simulaciones numéricas en ciencia e ingeniería. Ha sido diseñado para cubrir todas las necesidades comunes en el campo de simulaciones numéricas desde el pre-procesamiento hasta el post-procesamiento. Las funciones principales de GID son el modelado Geométrico (CAD), la generación de malla, la definición de datos de análisis, la transferencia de datos al software de análisis, las operaciones de post-procesamiento y la visualización de resultados.

Gracias a estos programas y a los clásicos programas ofimáticos, donde se utilizan principalmente las hojas de cálculo, se pueden extraer las conclusiones pertinentes.

2. Introducción

La medicina predictiva es una disciplina relativamente nueva, cada vez más en boga. Su objetivo consiste en evaluar los factores de riesgo de cada persona frente a la enfermedad, y anticipar la respuesta al tratamiento con base en información genética. Factor de riesgo implica cualquier rasgo, exposición o característica de un individuo que aumente su probabilidad de sufrir una enfermedad.

Por esta razón, campos como la tecnología informática, dominante en nuestra sociedad, está ganando un amplio uso. Los profesionales médicos usan ordenadores para acceder y almacenar datos, información o importantes resultados médicos o científicos. También es posible encontrar otros desarrollos importantes en el uso de tecnología informática para adquirir y almacenar datos en bruto, así como para extraer información anatómica y fisiológica. Otra aplicación de los ordenadores, con grandes implicaciones en los campos médicos, es el uso de tecnología de hardware y software para evaluar, apoyar y predecir decisiones médicas. Existe la oportunidad de desarrollar software para aumentar la información disponible de imágenes de diagnóstico médico de pacientes individuales y emplean información de diagnóstico para inicializar modelos informáticos predictivos específicos del paciente para la planificación quirúrgica [14]. Se espera que la información adicional que se puede extraer a partir de las simulaciones frente a los enfoques exclusivamente basados en la experiencia o el diagnóstico, conducirán a mejoras en los cuidados de los pacientes con menos complicaciones a corto y largo plazo. Es decir, en secuencias resumidas, un cirujano decidiría qué procedimiento correctivo realizar basándose en experiencia, información de diagnóstico de diferentes fuentes de datos de imágenes médicas, y simulaciones predictivas ejecutadas en ordenadores.

2.1 Objetivos del trabajo

El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un módulo de cálculo que te permita calcular variables hemodinámicas mediante el uso de la mecánica computacional.

Para ello se utilizarán modelos geométricos que simulen de manera ideal varias situaciones geométricas complejas propias del sistema cardiovascular. Estos modelos, a su vez, servirán para validar los resultados obtenidos mediante las leyes fundamentales de la mecánica de fluidos.

Del mismo modo, con el objetivo de facilitar la generación de modelos de arterias estenóticas (ver apartado 3.3.3.4), en colaboración con el equipo de GID, se ha desarrollado una aplicación (Problem-type) para la creación automática de modelos geométricos.

A largo plazo, estas variables podrán aportar un valor añadido al médico a la de tomar decisiones clínicas en casos reales. Remarcar que en este trabajo solo se han considerado modelos ideales pero que el módulo podrá ser usado para cualquier tipo de geometría.

2.2 Alcance del trabajo

Uno de los objetivos de este proyecto es evaluar las capacidades que un software de elementos finitos, como KRATOS, puede tener. Dicho estudio constará de simulaciones de diferentes casos, partiendo de casos más simples hasta situaciones más complejas.

El estudio de la velocidad del flujo en las distintas secciones nos permitirá obtener conclusiones más certeras, las cuales se pueden comparar con los resultados obtenidos en KRATOS.

Un punto fundamental en estas simulaciones es la geometría y el mallado de los distintos casos. Gracias a la potencia de estos softwares se puede aumentar el número de elementos a la hora de mallar, con el fin de ver qué puede ocurrir en las diferentes partes de los modelos, cómo los resultados pueden recibir mejoras y en qué puntos pueden surgir problemas.

Los casos en los que se desarrollan estos procedimientos son los siguientes:

1. Modelado de aorta como arteria larga y recta
2. Flujo constante en una anastomosis de extremo a extremo (bifurcación de injerto)
3. Bifurcación carotídea
4. Arteria coronaria idealizada
5. Arterias coronarias con varios niveles de estenosis

Para el desarrollo de los diferentes test, cabe destacar que se ha impuesto que las paredes de las arterias y los vasos sanguíneos no se pueden mover o expandir.

3. Sistema Cardiovascular e indicadores hemodinámicos

3.1 Sistema cardiovascular

La hemodinámica [4] es aquella parte de la biofísica que se encarga del estudio de la dinámica de la sangre en el interior de estructuras sanguíneas como arterias, venas, vénulas, arteriolas y capilares, así como también la mecánica del corazón propiamente dicha mediante la introducción de catéteres finos a través de las arterias de la ingle o del brazo. Esta técnica conocida como cateterismo cardíaco permite conocer con exactitud el estado de los vasos sanguíneos de todo el cuerpo y del corazón.

Los participantes de la circulación sanguínea son los siguientes:

- **Arterias:** las arterias están hechas de tres capas de tejido, uno muscular en el medio y una capa interna de tejido epitelial.
- **Capilares:** los capilares irrigan los tejidos, permitiendo además el intercambio de gases dentro del tejido. Los capilares son muy delgados y frágiles, teniendo solo el espesor de una capa epitelial.
- **Venas:** las venas transportan sangre a más baja presión que las arterias, no siendo tan fuerte como ellas. La sangre es entregada a las venas por los capilares después que el intercambio entre el oxígeno y el dióxido de carbono ha tenido lugar. Las venas transportan sangre rica en residuos de vuelta al corazón y a los pulmones. Las venas tienen en su interior válvulas que aseguran que la sangre con baja presión se mueva siempre en la dirección correcta, hacia el corazón, sin permitir que retroceda. La sangre rica en residuos retorna al corazón y luego todo el proceso se repite.
- **Corazón:** es el órgano principal del aparato circulatorio. Es un músculo estriado hueco que actúa como una bomba aspirante e impelente, que aspira hacia las aurículas la sangre que circula por las venas, y la impulsa desde los ventrículos hacia las arterias. Tiene 4 cavidades, 2 aurículas y 2 ventrículos.

A partir de las acciones que realiza la circulación sanguínea, surge la idea de estudiar las fuerzas hemodinámicas. Estas fuerzas son determinantes muy importantes de la estructura y función del sistema vascular, durante el crecimiento y desarrollo, así como durante la vida adulta. Los factores que afectan al flujo sanguíneo también juegan un papel importante en la localización de distintas irregularidades. Por ejemplo, las placas de aterosclerosis que pueden obstruir la luz y bloquear el flujo de sangre, pueden generar placas de procesos degenerativos en la pared de las arterias.

Por este motivo, es importante comprender la naturaleza y la interacción de las fuerzas en la pared de las arterias para prevenir y diagnosticar una enfermedad vascular. El sistema vascular humano se encarga de suministrar las demandas de sangre de cada órgano. Paralelamente a estos conceptos, cabe destacar que la validación numérica de factores hemodinámicos en enfermedades vasculares de arterias, las cuales suministran sangre, debe responder a los cambios locales en los órganos mientras mantienen la homeostasis general del sistema circulatorio. Normalmente la arteria puede adaptarse a los cambios en el flujo sanguíneo o la presión. Sin embargo, a veces los procesos de adaptación y curación fallan y las arterias no pueden responder a las fuerzas impuestas y, en algunos

casos críticos, no pueden proporcionar sangre a órganos importantes. Se han aplicado varios métodos con el fin de comprender la función vascular, desde la disección y experimentos con animales hasta el desarrollo de la física y los modelos matemáticos. Recientemente se introdujeron los métodos numéricos para resolver las ecuaciones resultantes de un modelo matemático de situación hemodinámica.

La dificultad principal en los estudios de este campo es la creación de los modelos, el problema de la discretización, las soluciones de algoritmos y la visualización de los resultados con poca fuerza computacional, por lo que el estudio de la hemodinámica se ha limitado en su alcance a simple problemas de flujo en una rama vascular única, a menudo excesivamente idealizada.

3.2 Antecedentes médicos

En la actualidad, las técnicas quirúrgicas modernas a veces usan injerto o derivación para resolver algún problema cardiovascular [1]. En este sentido, es tan importante ver cómo esta práctica puede cambiar la manera normal de propagación del flujo sanguíneo, así como qué problemas pueden originarse por ello. El bypass quirúrgico trata las arterias estrechas creando un bypass alrededor de una sección de la arteria que está bloqueada. Estas arterias son normalmente lisas y sin obstrucciones en el interior, pero pueden bloquearse a través de un proceso llamado arteriosclerosis [2], lo que significa endurecimiento de las arterias. A medida que envejece, una sustancia pegajosa llamada placa puede acumularse en las paredes de las arterias. El colesterol, el calcio y el tejido fibroso forman la placa. Eventualmente, debido al progreso de esta situación, los vasos sanguíneos ya no pueden suplir las demandas de oxígeno de los órganos o músculos y pueden desarrollarse varios síntomas en nuestro sistema. Durante un bypass, el cirujano crea una nueva vía para el flujo sanguíneo usando un injerto. Este injerto es una porción de una de sus venas o un tubo sintético hecho por el hombre que el cirujano conecta arriba y abajo de un bloqueo para permitir que la sangre pase alrededor de él. Hay diferentes lugares donde aplicar esta operación quirúrgica; vaso sanguíneo y vaso arterial periférico.

Por otro lado, decimos que otro fenómeno de considerable importancia clínica es el flujo pulsátil [2] en una arteria carótida. Por ejemplo, podemos observar que en las placas localizadas en la región carótida, la tensión de cizallamiento de la pared es baja y el tiempo de residencia de la partícula es alto. En la arteria carótida, las lesiones ateroscleróticas se localizan en el seno carotídeo, donde se forma el agrandamiento de dicha región justo más allá de la bifurcación, y puede ser que, restrinja el flujo cerebral.

En definitiva, la validación numérica de factores hemodinámicos en enfermedades vasculares proporcionaría información importante para predecir posibles patologías o situaciones complejas como las comentadas en este apartado.

3.3 Indicadores hemodinámicos

La experiencia adquirida en el campo de la medicina ha sido ampliada durante siglos. En diferentes partes del mundo el número de pacientes que cada año sufren patologías cardiovasculares es

elevado y por ello, el mundo científico y tecnológico ha probado diferentes experimentos, estudios y otro tipo de prácticas a partir de las cuales se consiguen cumplir objetivos, tales como tratar de predecir cómo las enfermedades cardiovasculares pueden evolucionar y cómo podemos tratar de curarlas.

Los estudios ayudan a determinar qué regiones vasculares son propensas a desarrollar estas patologías. Las evidencias clínicas se basan en indicadores biológicos, pero gracias a la aplicación de métodos numéricos, procesos computacionales de cálculo y simulación, la reproducción de modelos en 3D en softwares de simulación, procesamiento de imágenes y procesos de reconstrucción para su posterior estudio, y variables hemodinámicas como el WSS, elasticidad de la pared, condiciones de flujo y presión, vorticidad, etc., se ha conseguido formular nuevas evidencias clínicas o indicadores de diagnóstico que permiten estudiar y predecir posibles patologías cardiovasculares. Además, toda esta hemodinámica computacional puede ayudar en las tareas estratégicas quirúrgicas o sus posteriores tratamientos.

En definitiva, la idea es dejar atrás los procesos antiguos de estudio de pacientes que consistían en observar etapas avanzadas de progresión de las enfermedades y, en consecuencia, desde un punto de vista médico eran diagnósticos poco eficaces. Por lo tanto, toda esta idea de ayudar con mejoras tecnológicas a la medicina predictiva puede dar apoyo a la comunidad médica en futuras intervenciones o investigaciones.

3.3.1 Fuerzas hemodinámicas

Debido al contacto entre el flujo sanguíneo y las paredes de las arterias y los vasos sanguíneos, se generan fuerzas hemodinámicas [1] a lo largo de la geometría de estos elementos. Estas fuerzas actúan sobre las capas internas de los conductos, en el endotelio, lo cual da señales e información de las condiciones en las que se encuentra un paciente.

Una manera importante de controlar el estado de las capas internas de los vasos es comprender la acción de la fuerza tangencial que ejerce el flujo sanguíneo sobre dicho vaso. Esta fuerza tangencial genera la tensión de cizallamiento de la pared (WSS) [11]. El “Shear stress”, traducido como tensión de cizalla, tensión cortante o tensión tangencial es un parámetro que vemos constantemente entre los artículos que tratan sobre la función endotelial. Desde hace tiempo se habla que el endotelio no sólo es una estructura que sirve de cubierta interna de los vasos sanguíneos, sus funciones abarcan mucho más que esto, considerándose una estructura reguladora capaz de responder a los cambios hemodinámicos con funciones endocrinas que son la respuesta a estímulos físicos y químicos a los que se encuentra sometido. Estas cualidades contribuyen, entre otras, con las propiedades antiaterogénicas, antitrombóticas y fibrinolíticas del endotelio.

Por otro lado, la aparición de material indeseado que se acumule en zonas donde no debiera, las fluctuaciones de la pared del vaso u otras acciones que pueden emerger pueden hacer surgir alguna enfermedad cardiovascular. Además, la presión sanguínea que produce una fuerza perpendicular a la pared del vaso puede generar un estrés circunferencial en situaciones críticas. Estas fuerzas que se generan instantáneamente debido a una posible circulación irregular del flujo sanguíneo pueden generar problemas dentro del sistema cardiovascular. Es por ello, que la progresión y evolución de

estas fuerzas requiere de procesos de estudio basados en métodos numéricos que ayuden a verificar situaciones de posibles patologías cardiovasculares.

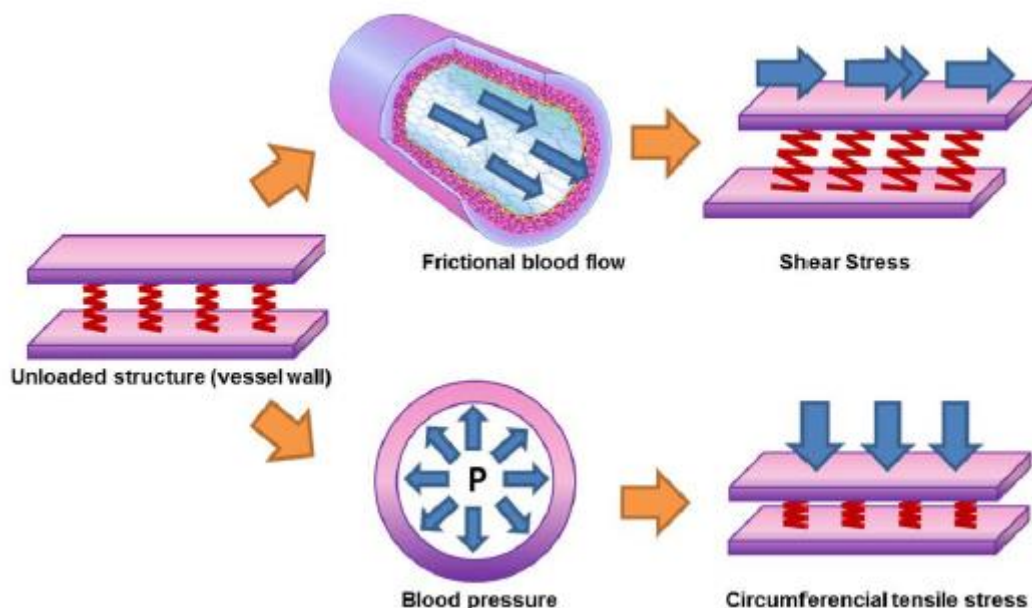


ILUSTRACIÓN 1: ESFUERZOS [11]

3.3.2 Indicadores de diagnóstico

Acorde a la explicación de la aparición de la fuerza tangencial de reacción sobre el vaso cabe destacar que dicha fuerza depende de la superficie de contacto, la capa de la superficie de la sangre y el gradiente de velocidad entre la pared del vaso y las diferentes capas del fluido. En el caso de un fluido isotrópico incompresible viscoso, fluido newtoniano, la relación entre el WSS y el tensor de velocidad de deformación d_{ij} es:

$$d_{ij} = \frac{1}{2} \cdot (u_{i,j} + u_{j,i})$$

$$\tau_{ij} = 2 \cdot \mu \cdot d_{ij} = \mu \cdot \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

Donde μ es la viscosidad dinámica del fluido, $\partial/\partial x_{i,j}$ es la distancia a la pared del vaso y τ_{ij} es el WSS. Si el τ_{ij} es proporcional al tensor de tensión desviador (deviatoric stress tensor), es decir que la relación entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación del fluido es lineal, se trata de un fluido newtoniano. En caso de que no sea lineal, se trata de un fluido no-newtoniano. En este trabajo se considerará el estudio como si tuviéramos un fluido newtoniano y una pared rígida donde no se produce deslizamiento. Por lo tanto, el WSS queda como:

$$\tau_{ij} = \mathbf{WSS} = \mu \cdot \dot{\gamma} = \mu \cdot \frac{\partial u_j}{\partial x_i}$$

Donde $\dot{\gamma}$ (sec⁻¹) es el “shear rate”, u_j es la velocidad del fluido paralela a la pared y x_i es la distancia normal a la pared arterial.

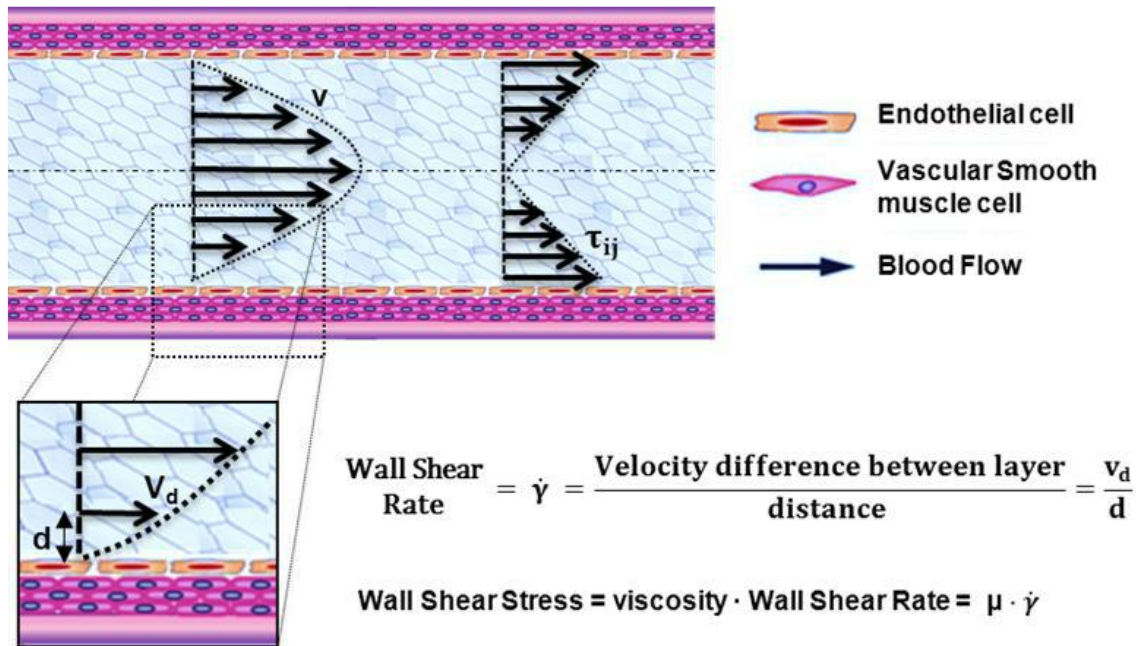


ILUSTRACIÓN 2: MUESTRA DE WSR Y WSS [11]

Por ejemplo, si analizamos de manera ideal el modelo de una arteria larga y recta partiendo del desarrollo del perfil de velocidad que se genera en este tipo de conductos, se obtendría una distribución del Wall Shear Stress como se indica en la siguiente figura.

Figura 14. Desarrollo del “Shear Stress”.

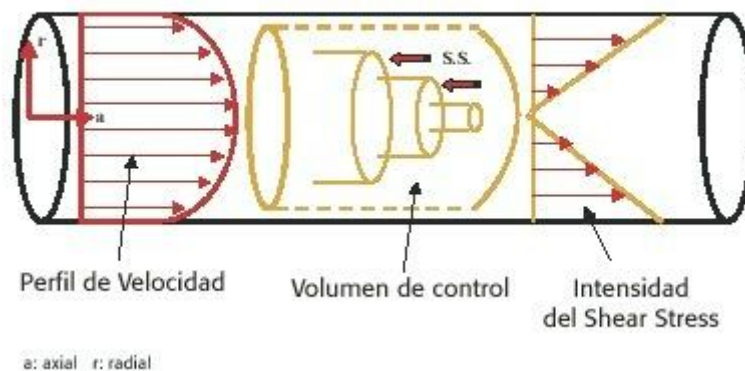


ILUSTRACIÓN 3: DESARROLLO DE WSS

Por otro lado, si se analiza un flujo cardiaco (flujo pulsátil) puede ser interesante valorar la cantidad de carga de esfuerzo WSS en algún instante de un ciclo cardíaco (TAWSS).

$$TAWSS = \frac{1}{T} \cdot \left| \int_0^T WSS \cdot dt \right|$$

Donde WSS es el vector de la tensión de cizallamiento de la pared en cada instante y T es la duración del ciclo. Otro parámetro relacionado con las oscilaciones de WSS es el índice de cizallamiento oscilatorio o oscillatory shear index (OSI).

$$OSI = \frac{1}{2} \cdot \left[1 - \frac{\left| \int_0^T WSS \cdot dt \right|}{\int_0^T |WSS| \cdot dt} \right]$$

El OSI es utilizado para localizar las regiones en la pared de los vasos sometidas a oscilaciones elevadas de los valores de WSS durante un ciclo cardíaco, es decir a zonas con recirculaciones del flujo sanguíneo. Por ejemplo, un flujo que oscila hacia adelante y hacia atrás con igual proporción generaría un OSI de 0.5. En cambio, con flujos unidireccionales el OSI será 0. Un valor elevado de OSI implica una irregularidad en la alineación endotelial. Estas regiones suelen corresponder a flujos en bifurcaciones, uniones de conductos y aparición de vórtices relacionados con acumulaciones de placa aterosclerótica. Esta placa está compuesta por grasas, colesterol, calcio y otras sustancias que se encuentran en la sangre.

Partiendo de la tensión de cizallamiento de la pared y las variaciones temporales y geométricas, existen otros indicadores para cuantificar o validar los efectos biomecánicos que sufre el endotelio. Por ejemplo, el tiempo de residencia relativa o relative residence time (RRT), tiempo de residencia de partículas o particle residence time (PRT) o el potencial de activación de células endoteliales o endotelial cell activation potential (ECAP).

El tiempo de residencia relativa (RRT) es un marcador del flujo sanguíneo alterado, marcado por baja magnitud y alta tensión de cizallamiento de la pared oscilatoria (WSS). La relación entre el tiempo de residencia del fluido en la proximidad del endotelio vascular y el proceso aterosclerótico es muy apreciada en la literatura. Evaluar la influencia del RRT ayuda a comprender mejor la formación de aneurismas. Matemáticamente, RRT es inversamente proporcional a la magnitud del vector WSS medio en el tiempo.

$$RRT = \frac{1}{(1 - 2 \cdot OSI) \cdot TAWSS}$$

El tiempo de residencia de la partícula PRT muestra el estancamiento o la detención del flujo debido a irregularidades geométricas en la pared endotelial, las cuales pueden ser debidas a, por ejemplo, aneurismas.

El potencial de activación de células endoteliales (ECAP) marca la sensibilidad de la pared endotelial. El objetivo de este marcador es localizar zonas de la pared del vaso que puedan estar expuestas a cargas de WSS que pudieran provocar trastornos protrombóticos de la coagulación. Por ello, los valores destacados de ECAP corresponden a grandes OSI y TAWSS bajos.

$$ECAP = \frac{OSI}{TAWSS}$$

En general, gracias a la evolución de estos indicadores basados en WSS se emplea como medicina predictiva a través de métodos numéricos computacionales para detectar posibles patologías cardiovasculares. A pesar de las mejoras en la generación de imágenes médicas y la velocidad de adquisición de estas, las geometrías complejas siguen siendo un hándicap para la buena verificación de estos indicadores.

3.3.3 Uso de los indicadores de diagnóstico en la práctica clínica

El objetivo de esta parte es detallar en qué situaciones se pueden aplicar los marcadores explicados anteriormente. En este trabajo se destacarán las situaciones donde haya bifurcaciones y uniones en la geometría de los conductos sanguíneos, así como situaciones con complicaciones debidas a la aterosclerosis, a los aneurismas o a etapas de estenosis.

3.3.3.1 Aterosclerosis

La arterosclerosis es un síndrome caracterizado por el depósito e infiltración de sustancias lipídicas en la capa íntima de las paredes de las arterias de mediano y grueso calibre. Es la forma más común de arterosclerosis. Provoca una reacción inflamatoria y la multiplicación y migración de las células musculares lisas de la pared, que van produciendo estrechamientos de la luz arterial. Los engrosamientos concretos son denominados placa de ateroma.

3.3.3.2 Enfermedad de la arteria coronaria

La enfermedad de las arterias coronarias (EAC) es el tipo más común de enfermedad cardíaca. La EAC ocurre cuando las arterias que suministran la sangre al músculo cardíaco se endurecen y se estrechan. Esto se debe a la acumulación de colesterol y otros materiales llamados placa en la capa interna de las paredes de la arteria. Esta acumulación, como bien se ha argumentado en el punto anterior, se llama arterioesclerosis. A medida que esta avanza, fluye menos sangre a través de las arterias. Como consecuencia, el músculo cardíaco no puede recibir la sangre o el oxígeno que necesita. Eso puede conducir a dolor en el pecho (angina), debilitación del músculo cardíaco, insuficiencia cardíaca, arritmias o a un infarto. La estrechez del conducto es conocida como estenosis. Para solventar clínicamente la estenosis, es necesario decidir si implantar un stent. A la par de realizar dicha operación es necesario realizar la medición de la Fracción reserva de flujo (FFR). La FFR se obtiene al medir la proporción de presión y presión aórtica más allá de una estenosis. El stent es un dispositivo que se coloca en la zona estrecha e hinchando un pequeño globo permite, con ayuda de una rejilla, la correcta circulación del flujo. Desde un punto de vista técnico, la medición de la FFR invasiva suele ser defectuosa por la hiperemia submáxima y por cuestiones relacionadas con el catéter guía. Es por ello, que se pone en práctica métodos alternativos basados en métodos numéricos generando cálculos computacionales que simulan la dinámica de los fluidos de manera no invasiva. Sin embargo, la precisión del método sigue siendo escasa.

3.3.3.3 Aneurisma

El aneurisma es una zona débil en la pared de un vaso sanguíneo que provoca que éste sobresalga o se abombe. Cuando se presenta un aneurisma en un vaso sanguíneo del cerebro, se denomina aneurisma cerebral o intracraneal. Los aneurismas en el cerebro ocurren cuando hay una zona debilitada en la pared de un vaso sanguíneo. Un aneurisma puede estar presente desde el nacimiento (congénito). También puede desarrollarse más adelante en el transcurso de la vida, como sucedería después de una lesión de un vaso sanguíneo.

Existen muchos tipos de aneurismas. El más común se llama aneurisma sacciforme. Este tipo puede variar de tamaño desde unos pocos milímetros a más de un centímetro. Los aneurismas sacciformes gigantes pueden superar los 2.5 cm. Estos aneurismas son más comunes en los adultos. Los aneurismas sacciformes múltiples se heredan de padres a hijos con más frecuencia que otros tipos de aneurismas.

El endurecimiento de las arterias (ateroesclerosis), un traumatismo y una infección pueden todos ellos lesionar la pared vascular y todos pueden ocasionar aneurismas cerebrales.

Aproximadamente el 5% de la gente tiene un aneurisma en el cerebro, pero sólo un pequeño número de estos aneurismas causa síntomas o ruptura.

3.3.3.4 Estenosis

La cardiopatía isquémica es la enfermedad ocasionada por la arteriosclerosis de las arterias coronarias, es decir, las encargadas de proporcionar sangre al músculo cardíaco (miocardio). La arteriosclerosis coronaria es un proceso lento de formación de colágeno y acumulación de lípidos (grasas) y células inflamatorias (linfocitos). Estos tres procesos provocan el estrechamiento (estenosis) de las arterias coronarias.

Este proceso empieza en las primeras décadas de la vida, pero no presenta síntomas hasta que la estenosis de la arteria coronaria se hace tan grave que causa un desequilibrio entre el aporte de oxígeno al miocardio y sus necesidades. En este caso se produce una isquemia miocárdica (angina de pecho estable) o una oclusión súbita por trombosis de la arteria, lo que provoca una falta de oxigenación del miocardio que da lugar al síndrome coronario agudo (angina inestable e infarto agudo de miocardio).

4. Teoría matemática y física

4.1 Ecuaciones principales

Un flujo laminar se define como aquel en que el fluido se mueve en capas o láminas, moviéndose suavemente unas sobre otras y existiendo sólo intercambio de moléculas entre estas capas. Cualquier tendencia hacia la inestabilidad o turbulencia es disminuida por la acción de las fuerzas cortantes viscosas que se oponen al movimiento de estas capas de fluido que se encuentran juntas entre sí. Por otro lado, en un flujo turbulento el movimiento de las partículas es muy inestable o desordenado y se tiene un intercambio entre capa y capa muy intensa o con mayor velocidad que si fuese un flujo laminar.

El número de Reynolds permite caracterizar la naturaleza del flujo, es decir, si se trata de un flujo laminar, flujo transicional o de un flujo turbulento, además indica la importancia relativa de la tendencia del flujo hacia un régimen turbulento respecto de uno laminar y la posición de este estado dentro de una longitud determinada.

Las características que condicionan el flujo laminar dependen de las propiedades del líquido y de las dimensiones del flujo. Mientras que aumenta el flujo másico aumenta las fuerzas del momento o inercia, las cuales son contrarrestadas por la por la fricción o fuerzas viscosas dentro del líquido que fluye. Cuando estas fuerzas opuestas alcanzan un cierto equilibrio se producen cambios en las características del flujo. En base a los experimentos realizados por Reynolds en 1874 se concluyó que las fuerzas del momento son función de la densidad, del diámetro de la tubería y de la velocidad media. Además, la fricción o fuerza viscosa depende de la viscosidad del líquido. Según dicho análisis, el Número de Reynolds se definió como la relación existente entre las fuerzas inerciales y las fuerzas viscosas (o de rozamiento).

$$Re = \frac{\text{Fuerzas Inerciales}}{\text{Fuerzas Viscosas}} = \frac{\rho \cdot v_m \cdot D}{\mu} = \frac{v_m \cdot D}{\nu}$$

Donde:

ρ = Densidad del fluido (kg/m³)

v_m = Velocidad del fluido (m/s)

ν = Viscosidad cinemática del fluido (m²/s)

μ = Viscosidad dinámica del fluido (Pa·s=kg/s·m)

D = Diámetro interno del conducto (m)

Este número es adimensional y puede utilizarse para definir las características del flujo dentro de una tubería.

El número de Reynolds proporciona una indicación de la pérdida de energía causada por efectos viscosos. Observando la ecuación anterior, cuando las fuerzas viscosas tienen un efecto dominante en la pérdida de energía, el número de Reynolds es pequeño y el flujo se encuentra en el régimen laminar. Si el Número de Reynolds es 2000 o menor el flujo será laminar. Un número de Reynolds mayor de 4000 indican que las fuerzas viscosas influyen poco en la pérdida de energía y el flujo es

turbulento. Finalmente, si el número de Reynolds llega a estar entre los valores igual o mayor a 2000 e igual o menor a 4000 se considera que el flujo de ese fluido es transicional.

Una vez comprendidas las clases de flujo que se pueden dar, se inicia el estudio matemático de dicho flujo. En estudios de investigación, el caudal y la presión de arterias del cuerpo se pueden calcular mediante la resolución de las ecuaciones que rigen la dinámica de fluidos, que se refieren a la conservación de la masa y el balance de cantidad de movimiento, y que se han conocido en sus formas actuales como las ecuaciones de Navier-Stokes [12]. Estas ecuaciones se resuelven por la presión, que varía con la posición y el tiempo, y por las 3 componentes de la velocidad de la sangre, cada una de las cuales son funciones de posición y tiempo. Las propiedades físicas de la sangre, la densidad del fluido y la viscosidad del fluido son conocidas al resolver estas ecuaciones. Aunque la sangre exhibe propiedades reológicas complejas, puede aproximarse como un fluido newtoniano con una viscosidad constante en arterias grandes.

The diagram illustrates the Navier-Stokes equation with the following components and annotations:

- MASS:** Density of the fluid (ρ)
- ACCELERATION:** How velocity experienced by a particle changes with time. This term is represented by $\left(\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + \mathbf{V} \cdot \nabla \mathbf{V} \right)$.
 - $\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t}$: Change in velocity over time
 - $\mathbf{V} \cdot \nabla \mathbf{V}$: The speed and direction which the fluid is moving
- FORCE:** All the forces that are acting on the fluid. This term is represented by $\nabla P + \rho \mathbf{g} + \mu \nabla^2 \mathbf{V}$.
 - ∇P : Internal pressure gradient of the fluid (the change in pressure)
 - $\rho \mathbf{g}$: External forces acting on the fluid (such as gravity)
 - $\mu \nabla^2 \mathbf{V}$: Internal stress forces acting on the fluid (taking into consideration viscous effects)

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + \mathbf{V} \cdot \nabla \mathbf{V} \right) = \nabla P + \rho \mathbf{g} + \mu \nabla^2 \mathbf{V}$$

Navier-Stokes Equations

Describe the flow of incompressible fluids.

ILUSTRACIÓN 4: ECUACIONES DE NAVIER-STOKES

Si señalamos la sangre como un fluido newtoniano, podemos explicar los procesos de circulación sanguínea y sus los fenómenos de desde la parte física aplicando los conceptos básicos de la mecánica de fluidos como la viscosidad, la presión y las diferencias de flujo laminar y turbulento, entre otros.

Las características notables de las ecuaciones de la dinámica de fluidos son su universalidad para describir fenómenos que van desde el flujo de aire sobre un avión hasta el flujo de agua en un río y el flujo sanguíneo en las arterias, así como su capacidad para capturar fenómenos complejos. Sin embargo, las ecuaciones que rigen el flujo sanguíneo solo pueden resolverse analíticamente bajo circunstancias especiales (por ejemplo, flujo constante o pulsátil en una geometría cilíndrica circular ideal). Para modelos realistas específicos del paciente de las arterias humanas, se debe utilizar un método numérico para aproximar las ecuaciones que rigen y para obtener una solución para la velocidad y la presión en un número finito de puntos. Esto requiere resolver millones de ecuaciones

diferenciales parciales no lineales simultáneamente y repetir este proceso durante miles de intervalos de tiempo en un ciclo cardíaco.

Por ello, los métodos numéricos para resolver problemas de dinámica de fluidos se conocen como métodos de dinámica de fluidos computacional (CFD). Las ecuaciones que rigen son insuficientes para resolver problemas de flujo sanguíneo; se debe definir un dominio de interés y se deben especificar las condiciones de contorno. Las condiciones de frontera son relaciones matemáticas entre las variables de interés, por ejemplo, flujo y presión, definidas en los límites del modelo matemático. Específico para el flujo sanguíneo en los modelos de las arterias, el dominio de interés es donde la sangre está fluyendo, es decir, el volumen y los límites relevantes son la superficie lateral, el límite de entrada y la salida.

Es prácticamente imposible representar directamente el corazón y los más de 5 mil millones de vasos sanguíneos en la circulación humana, por lo que el dominio de interés para los modelos CFD de flujo sanguíneo arterial es una porción definida del sistema vascular. En consecuencia, es necesario describir las condiciones en la interfaz del dominio modelado y el resto de la circulación. Para los estudios que se muestran a continuación, se representarían modelos en tres dimensiones que muestren alguna irregularidad geométrica propia de la compleja geometría en general o de alguna posible enfermedad vascular.

4.2 Ley de Poiseuille

Un fluido se desplaza en el interior de un tubo cuando la presión en el inicio es superior a la existente al final del tubo, moviéndose desde una zona de mayor presión a una de menor presión. El flujo o caudal depende directamente del gradiente o diferencia de presión entre esos dos puntos e inversamente de la resistencia, en una relación similar a la de Ohm para los circuitos eléctricos.

La resistencia depende de las dimensiones del tubo y de la naturaleza del fluido, y mide las fuerzas de rozamiento o fricción entre las propias moléculas del fluido y entre éstas y las moléculas de la pared del tubo. Relacionado con la resistencia, la velocidad con la que circula el fluido en el interior de un tubo es directamente proporcional al flujo e inversamente proporcional al área transversal del tubo. En flujos laminares que se desarrollan en tubos cilíndricos, se pueden deducir las relaciones entre la intensidad del flujo, el gradiente de presión y la resistencia o fuerzas de fricción que actúan sobre las capas de envoltura.

Aplicando estos conceptos en nuestro caso de estudio, la Ley de Poiseuille (o de Hagen-Poiseuille) es una ecuación hemodinámica fundamental en la que se establece:

$$Q = v_m \cdot A = v_m \cdot \pi \cdot r^2 = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \mu \cdot L}$$

donde 8 es el factor que resulta de la integración del perfil de la velocidad.

En el apartado 5.2.1 de este proyecto se realiza la comprobación teórica de esta ley a través de un modelo de una aorta como arteria larga y recta.

4.3 Programación de indicadores en Python

KRATOS es un programa de elementos finitos multifísico desarrollando en CIMNE [5]. Uno de los temas principales en la ingeniería actual es la combinación de diferentes análisis (térmico, fluido dinámico, estructural) con métodos de optimización en un paquete de software global con una sola interfaz de usuario y, aún más, la posibilidad de extender la solución implementada a nuevos problemas.

KRATOS está basado en el MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF). Muchos problemas en ingeniería y ciencias aplicadas se rigen por ecuaciones en derivadas parciales (EDP), que se manejan fácilmente por computadora gracias a métodos numéricos. El MEF es uno de los métodos existentes más potentes, flexibles y versátiles.

KRATOS [7] está diseñado como un marco de código abierto para la implementación de métodos numéricos para la solución de problemas de ingeniería. Está escrito en C ++ y está diseñado para permitir el desarrollo colaborativo de grandes equipos de investigadores que se centran en la modularidad y en el rendimiento. KRATOS presenta un enfoque de "núcleo" y "aplicaciones" donde las "herramientas estándar" (bases de datos, álgebra lineal, estructuras de búsqueda, etc.) forman parte del núcleo y están disponibles como bloques de construcción en el desarrollo de "aplicaciones" que se centran en la solución de los problemas de interés. Su objetivo final es simplificar el desarrollo de nuevos métodos numéricos.

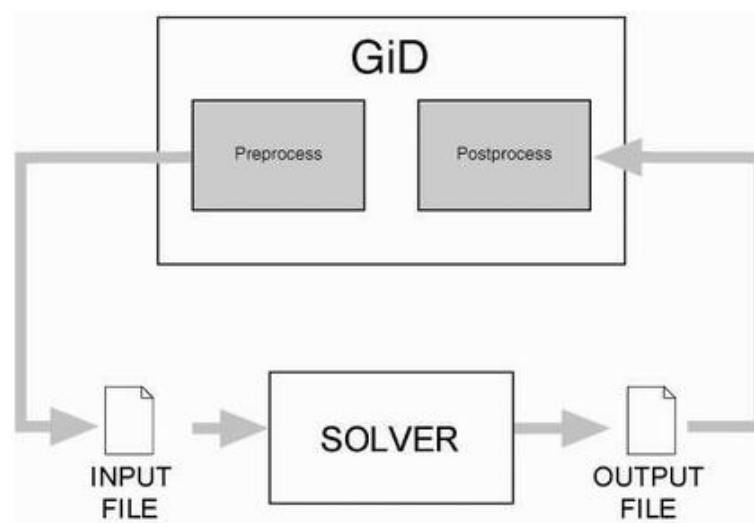


ILUSTRACIÓN 5: ESTRUCTURA DE GID

Como se puede ver en el diagrama superior, GID [6] engloba tanto el pre-proceso como el post-proceso de cualquier estudio de simulación. Dicho programa genera un archivo inicial con el modelo geométrico, la malla de elementos finitos y las primeras condiciones de contorno impuestas.

Principalmente GID genera los siguientes archivos:

- Archivo "NombreArchivo.mdp" (input de KRATOS): Contiene la malla de elementos finitos.

- Archivo "ProjectParameters.json": Contiene las condiciones generales del problema.
- Archivo "FluidMaterials.json": Contiene las condiciones materiales, en este caso las condiciones del fluido.

Para poder ver mejor el conjunto de detalles propios de los archivos detallados arriba, ver apéndice A.

A continuación, se muestra un pequeño esquema de la estructura interna principal de KRATOS. Como bien se ha mencionado inicialmente, el nivel 1 está escrito en C++, contiene las "herramientas estándar" propias las bibliotecas de C++ (bases de datos, álgebra lineal, estructuras de búsqueda, método de los elementos finitos, ecuaciones de Navier-Stokes, etc.) y están disponibles como bloques de construcción en el desarrollo de "aplicaciones". El nivel 2 hace referencia a la parte de la definición del conjunto de indicadores hemodinámicos, los cuales están programados en el archivo "FULL_WSSModule.py" (ver apéndice A).

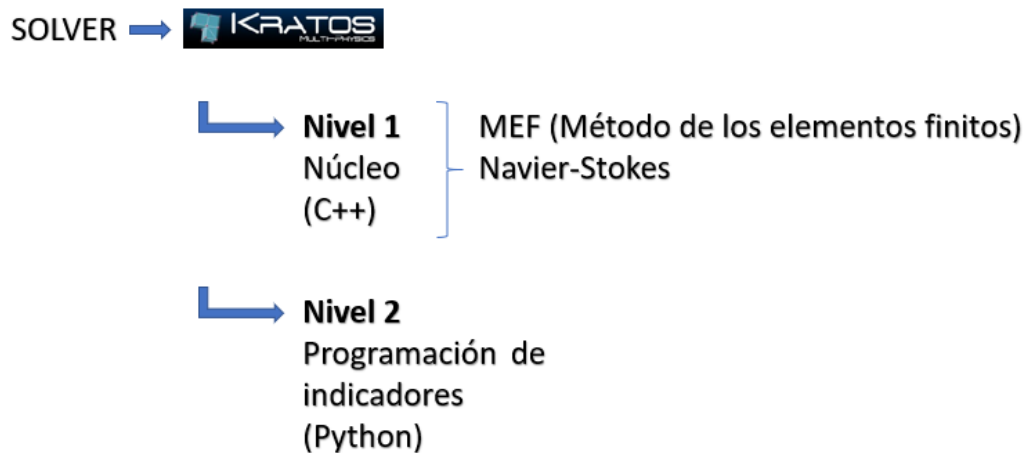


ILUSTRACIÓN 6: ESTRUCTURA DE KRATOS

Seguidamente se muestran las etapas que sigue el algoritmo de la modelización numérica, durante el proceso de resolución del problema. Este proceso concretamente es realizado por el archivo "MainKRATOS.py". Este archivo se genera una vez se escoge el tipo de problema y se inicia el cálculo.

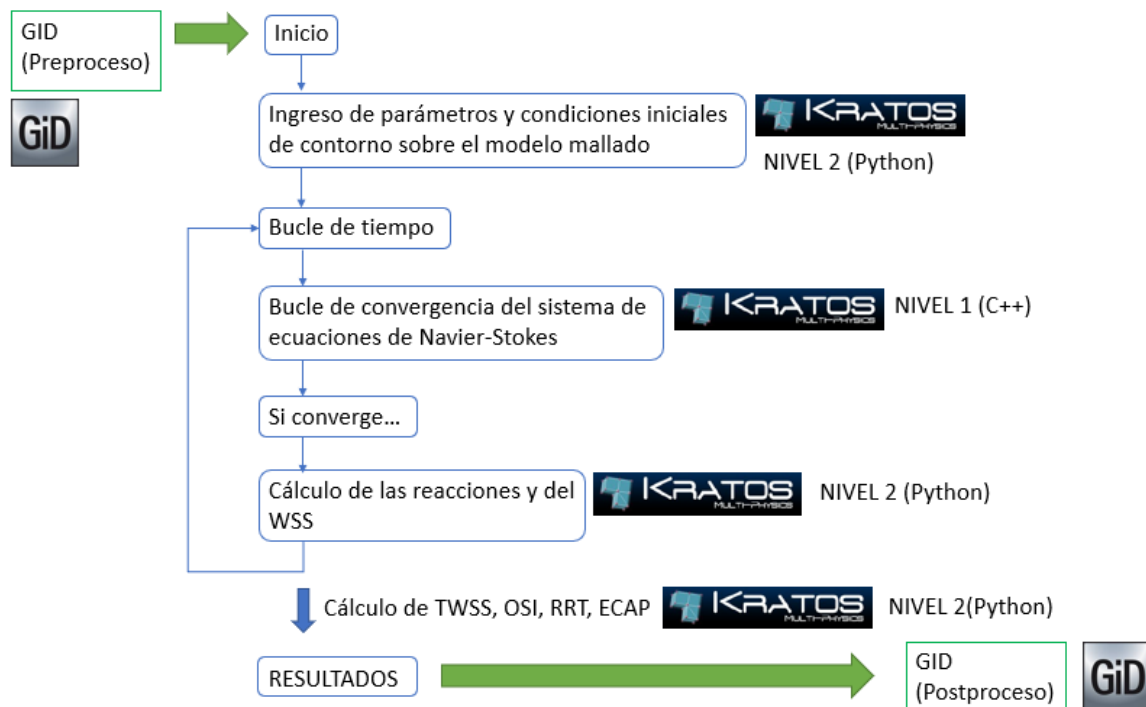


ILUSTRACIÓN 7: MODELIZACIÓN NUMÉRICA

En definitiva, se parte del archivo “MainKRATOS.py” (archivo principal, donde se cargan todas las librerías de C++). Primero se lee la malla, se imponen las condiciones de contorno de KRATOS sobre la malla, se define el “Solver” y se ejecuta el bucle de tiempos, donde se resuelven las ecuaciones de Navier-Stokes (ver apartado 4.1). Cuando la solución de algún paso de tiempo converge, se ejecuta el archivo “FULL_WSSModule.py” mencionado anteriormente, donde se calcula el indicador WSS. Este proceso se repite hasta que termina el bucle, y una vez que ha finalizado, se calculan el resto de los parámetros hemodinámicos (ver apartado 3.3.2).

A continuación, en los capítulos siguientes de este trabajo se inicia la explicación de los casos de estudio.

1. Modelado de aorta como arteria larga y recta
2. Flujo constante en una anastomosis de extremo a extremo (bifurcación de injerto)
3. Bifurcación carotídea
4. Arteria coronaria idealizada
5. Arterias coronarias con varios niveles de estenosis

5. Modelado de aorta como arteria larga y recta

Este problema consiste en la simulación de la circulación de un flujo sanguíneo a través de un modelo en 3D creado en GID. Este modelo simula una aorta como arteria larga y recta.

La aorta es la principal arteria del cuerpo humano, mide por término media 2,5 cm de diámetro en adultos. Se origina en el ventrículo izquierdo del corazón, su trayecto inicial es ascendente, posteriormente forma un arco llamado arco aórtico y desciende atravesando el tórax hasta llegar al abdomen, donde se divide en las dos ilíacas comunes que se dirigen a los miembros inferiores. Transporta y distribuye sangre rica en oxígeno y da origen a todas las arterias del sistema circulatorio excepto las arterias pulmonares que nacen en el ventrículo derecho del corazón.

Primeramente, se llevarán a cabo lecturas de la diferencia de presión en la arteria, para poder verificar la Ley Hagen-Poiseuille, la cual permite determinar el flujo laminar estacionario de un líquido incompresible y uniformemente viscoso (también denominado fluido newtoniano) a través de un tubo.

Seguidamente, se plantea realizar el estudio dinámico del perfil de velocidades a lo largo de la arteria. Los resultados obtenidos se compararán con los resultados teóricos.

5.1 Geometría del Modelo, Malla y datos

5.1.1 Geometría y mallado

La geometría del modelo en 3D se construye en el propio software GID. El estudio de la simulación y la obtención de resultados se realiza mediante KRATOS. En el post-proceso se obtendrán los resultados.

Para iniciar la construcción, se definen una serie de puntos que nos determinarán la geometría previa. Se unen dichos puntos mediante líneas y curvas, con el objeto de poder formar la estructura del cuerpo. El siguiente paso es generar superficies mediante la herramienta “Nurbs Surfaces”, lo cual es un paso importante para no encontrar problemas posteriores en el mallado. Finalmente, seleccionando las superficies se genera el volumen.

La geometría del modelo cilíndrico se centra en una longitud de 0.03 m (en el eje x) y un radio de 0.002 m.

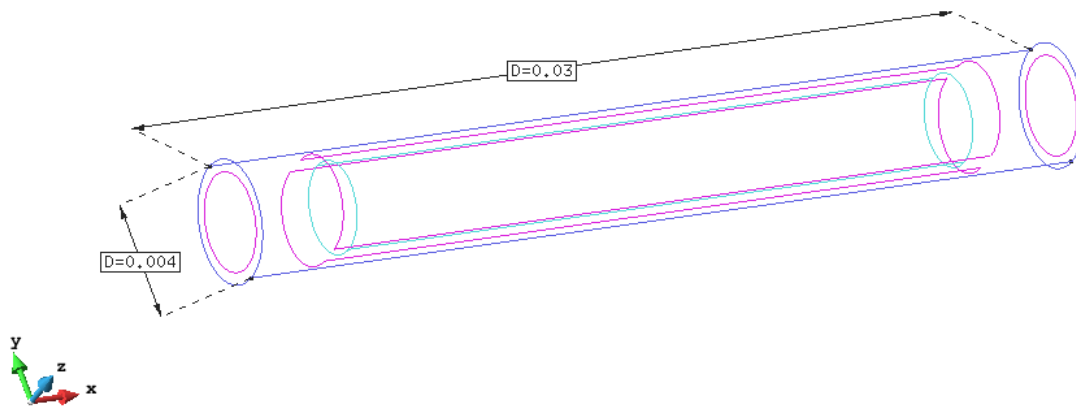


ILUSTRACIÓN 8: GEOMETRÍA DEL MODELO DE LA AORTA

En el modelo es importante destacar que el punto origen se encuentra justo en el centro de la superficie redonda del extremo izquierdo.

Para obtener resultados más correctos, se generarán mallas con elementos de diferentes tamaños. Las tres mallas son la malla 0, malla 1 y malla 2. Además, se generarán capas límite para tratar de obtener resultados más precisos en las zonas de las paredes de los modelos.

Para la Malla 0:

Tamaño elementos: 0.00075

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
2524	28612	5481

Visualización del mallado:

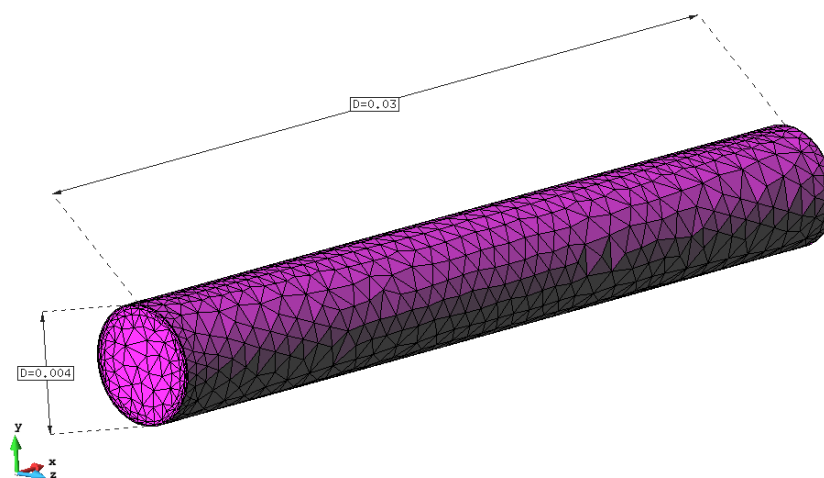


ILUSTRACIÓN 9: MALLADO DEL MODELO DE LA AORTA

Referente a la capa límite, KRATOS solicita la altura de capa límite que nos interesa tener, así como el número de capas. Para este caso se toma una altura de 0.00005 m y 5 capas.

Para visualizar mejor el mallado se realiza un plano de corte vertical a 0.015 m en el eje x, para ver la sección de la aorta con la agrupación de las capas límite en el contorno de esta.

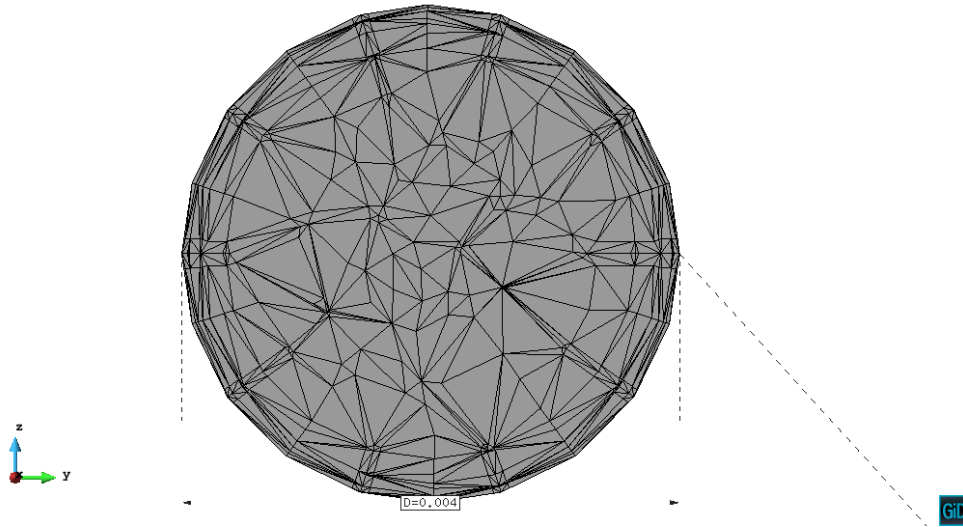


ILUSTRACIÓN 10: SECCIÓN DE LA AORTA

Para los siguientes mallados, se realizan los mismos pasos. A continuación, se agrupan dichos procesos en las siguientes tablas.

Para la Malla 1:

Tamaño elementos: 0.0005

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
4894	64288	12107

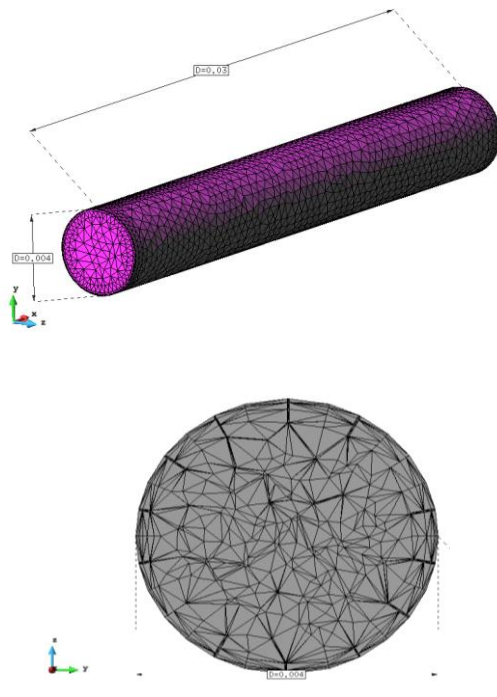
Para la Malla 2:

Tamaño elementos: 0.00025

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
17102	322214	58757

Para la malla 1 y 2 se obtiene:

Malla 1



Malla 2

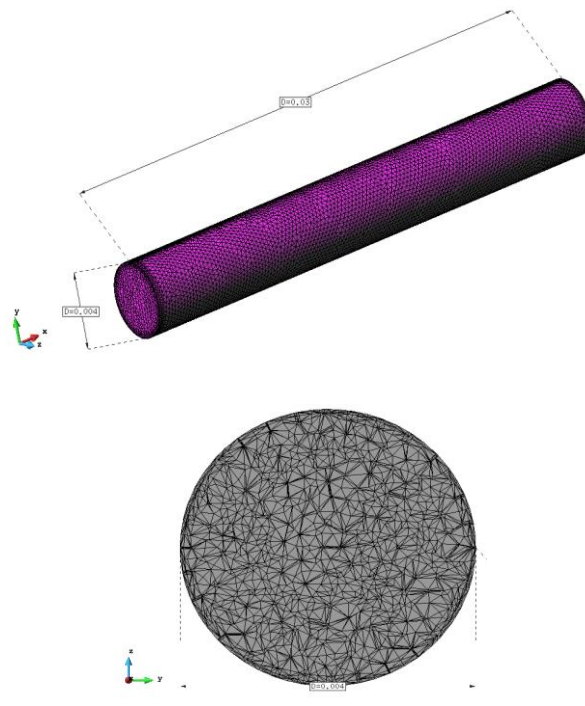


ILUSTRACIÓN 11: MALLA 1 Y MALLA 2 DEL MODELO DE AORTA

5.1.2 Datos

Modelo del flujo sanguíneo

Inicialmente es importante destacar que en la realidad el fluido sanguíneo dentro del cuerpo humano sigue las condiciones de un fluido no-newtoniano. Sin embargo, para poder verificar las principales leyes comentadas anteriormente, se realizará el estudio como si se tratara de un fluido newtoniano.

La siguiente información relevante es aclarar las condiciones físicas de la superficie de contorno, que corresponde a la “piel” de los conductos. Para esta simulación se impone un campo de velocidad nula en la pared interna del modelo, y una presión de valor nula en las secciones donde sale la sangre. La condición ideal de no deslizamiento en las paredes se plantea para comprender mejor el estudio y poder verificar de mejor manera los perfiles de velocidad del fluido en las diferentes secciones.

En medicina, el pulso de una persona es la pulsación provocada por la expansión de sus arterias como consecuencia de la circulación de sangre bombeada por el corazón. Es decir, en la realidad el flujo sanguíneo sigue un flujo pulsátil.

En este trabajo, se planteará el flujo sanguíneo como una onda sinusoidal ideal que depende del tiempo. Si se dibuja esta onda se obtiene una sinusoidal en función del tiempo y de periodo constante.

La velocidad del flujo sanguíneo se expresa mediante una onda sinusoidal regular con la siguiente expresión:

$$V(t) = V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 + \sin \frac{2 \cdot \pi \cdot t}{T}\right) \text{ m/s}$$

Donde:

$V(t)$ = Velocidad (m/s)

$V_{m\acute{a}x}$ = Velocidad máxima (m/s)

t = tiempo (s)

T = Periodo del ciclo (s). Esta onda constante simula el bombeo de la sangre con un periodo fijo.

Integrando esta expresión en la sección de la arteria, se obtiene la expresión que determina el caudal volumétrico del flujo sanguíneo en función del tiempo.

$$Q(t) = A_{secc} \cdot V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 + \sin \frac{2 \cdot \pi \cdot t}{T}\right) \text{ m}^3/\text{s}$$

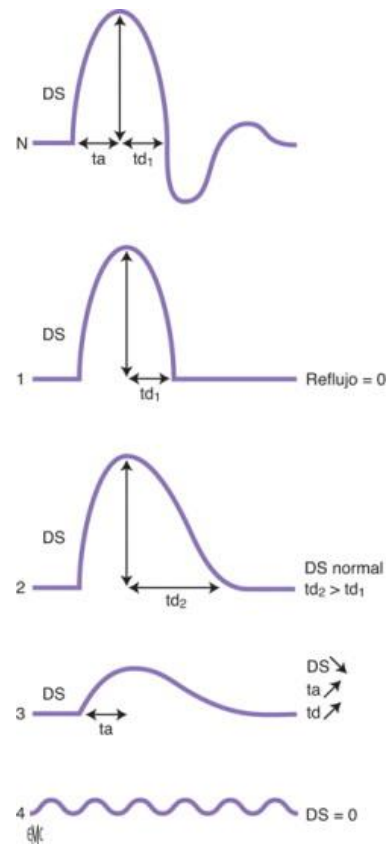


ILUSTRACIÓN 12: MODELO DEL FLUJO SANGUÍNEO

Donde:

$Q(t)$ = Caudal volumétrico del flujo sanguíneo (m^3/s)

$V_{m\acute{a}x}$ = Velocidad máxima (m/s)

A_{secc} = Área de la sección de la arteria (m^2)

t = Tiempo (s)

T = Periodo del ciclo (s). Esta onda constante simula el bombeo de la sangre con un periodo fijo.

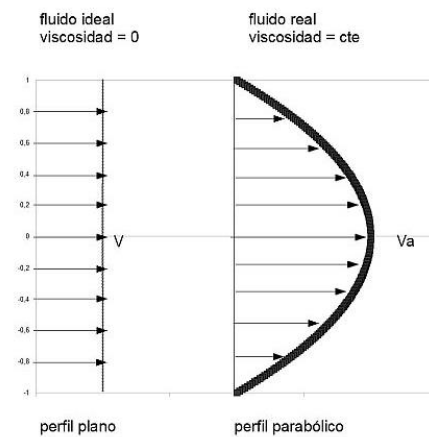
Perfil de velocidad

El perfil de velocidad inicial del flujo es un factor importante a tener en cuenta para conseguir resultados estables y bien desarrollados.

Por ejemplo, colocando el fluido en un estudio muy idealizado con un perfil de velocidad inicial de valor constante en toda la sección del tubo, en un plano en dos dimensiones, este se iría desarrollando hasta formar un perfil parabólico, como vemos en la siguiente imagen.

Otro detalle importante sería el concepto de capa límite. En mecánica de fluidos, la capa límite o capa fronteriza de un fluido es la zona donde el movimiento de este es perturbado por la presencia de un sólido con el que está en contacto. La capa límite se entiende como aquella en la que la velocidad del fluido respecto al sólido en movimiento varía desde cero hasta el 99% de la velocidad de la corriente no perturbada. En realidad, la capa límite es una forma de facilitar las cosas y entender mejor el comportamiento del sistema debido a las complicadas ecuaciones que gobiernan el movimiento de un fluido. Estas ecuaciones se conocen como ecuaciones de Navier-Stokes, y son tan difíciles de resolver que se suelen realizar casos muy simplificados.

PERFILES DE VELOCIDAD DEL FLUJO EN UN TUBO



Modelos simples para el flujo sanguíneo en un vaso del sistema circulatorio

ILUSTRACIÓN 13: PERFILES DE VELOCIDAD DEL FLUJO EN UN TUBO

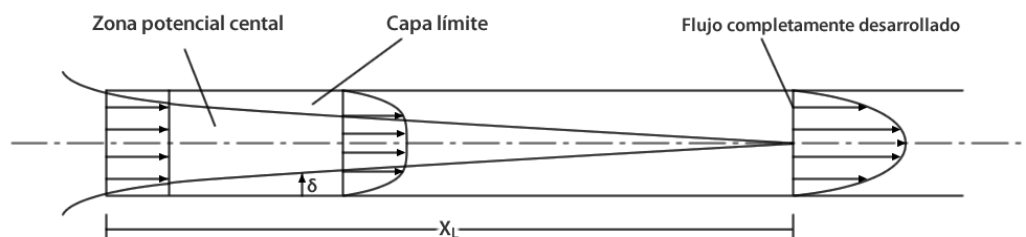


ILUSTRACIÓN 14: REGIÓN DE ENTRADA EN UN TUBO PARA EL CASO DE FLUJO LAMINAR

δ = Altura de capa límite

Sin embargo, en este estudio el fluido tomará un perfil de velocidades inicial que consta directamente de la ecuación de un paraboloide en toda la sección, con el fin de conseguir un flujo completamente desarrollado que proporcione resultados más correctos. En la siguiente ecuación del paraboloide el valor 0.2 m/s escogido para esta simulación corresponde a la velocidad pico de dicha figura. Esta velocidad máxima se puede variar en función de las necesidades de cada estudio.

$$Velocidad_x(z, y) = V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 - \frac{z^2 + y^2}{R^2}\right)$$

$V_{m\acute{a}x} = 0.2 \text{ m/s}$. $R = 0.002 \text{ m}$

Esta información se puede comprobar en el momento inicial de la simulación modelo:

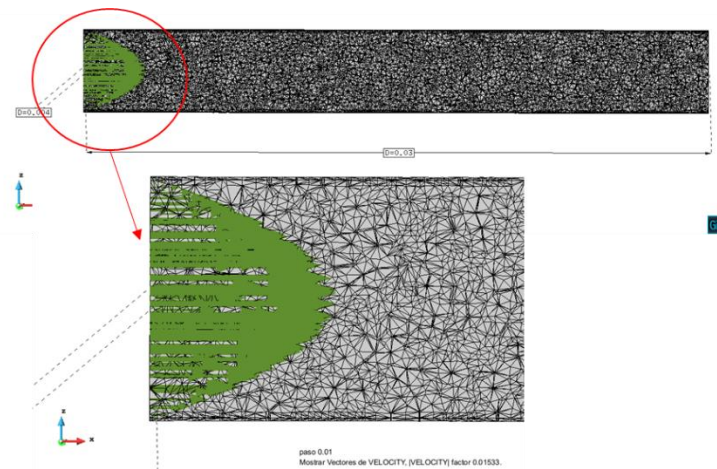


ILUSTRACIÓN 15: PERFIL DE VELOCIDADES INICIAL DEL MODELO DE LA AORTA

Condiciones iniciales de contorno

En este apartado se explican las condiciones de contorno que se registran para llevar a cabo la simulación.

Referente a la simulación de este estudio, al tratarse de un flujo sanguíneo las características ideales que destacar del fluido son las siguientes:

Densidad (Kg/m3):	1000
Viscosidad dinámica (Pa·s):	2.5e-3

Otras condiciones generales de cálculo/postproceso

El “solver” utilizado para este caso es el de “Fractional step”. Sin embargo, KRATOS nos ofrece la oportunidad de utilizar un “solver” directo como es el “Monolithic”.

La simulación se llevará a cabo en un tiempo de un segundo. El delta time será de 0.01 segundos. El tiempo de muestreo de resultados entre las salidas será de 0.1 segundos.

5.2 Resultados

El primer paso para obtener los resultados es realizar el cálculo mediante el ejecutable de KRATOS. Este proceso conlleva una serie de cálculos internos mediante elementos finitos en el interior del software KRATOS. Esta operación puede tardar más o menos tiempo en función de la potencia de cálculo de la máquina donde se ejecuta el cálculo y en función del mallado previo. Cabe destacar que, a mayor número de elementos, y por ello un mallado con elementos más pequeños, se requiere más tiempo de cálculo.

5.2.1 Comprobación teórica de la Ley de Poiseuille

En el caso de fluidez suave (flujo laminar), el caudal de volumen está dado por la diferencia de presión dividida por la resistencia viscosa. Esta resistencia depende linealmente de la viscosidad y la longitud, pero la dependencia de la cuarta potencia del radio es exageradamente diferente. La ley de Poiseuille se ha encontrado razonablemente de acuerdo, con experimentos para líquidos uniformes (llamados fluidos Newtonianos) en casos donde no hay apreciables turbulencias.

Se comprueba el carácter del flujo calculando el número de Reynolds. Con 0.1 m/s como velocidad media en la entrada (Inlet):

$$Re = \frac{\rho \cdot v_m \cdot D}{\mu} = \frac{1000 \cdot 0.1 \cdot 0.004}{2.5 \cdot 10^{-3}} = 160 \rightarrow \text{Flujo laminar}$$

A partir de la Ley de Poiseuille, despejamos la diferencia de presión y encontramos la solución teórica:

$$Q = v_m \cdot A = v_m \cdot \pi \cdot r^2 = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \mu \cdot L}$$

$$\Delta P = \frac{v_m \cdot \pi \cdot r^2 \cdot 8 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot r^4}$$

$$\Delta P = \frac{v_m \cdot \pi \cdot r^2 \cdot 8 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot r^4} = \frac{0.1 \cdot \pi \cdot 0.002^2 \cdot 8 \cdot 2.5 \cdot 10^{-3} \cdot 0.03}{\pi \cdot 0.002^4} = 15 \text{ Pa}$$

Este valor de diferencia de presión tendría que corresponder en mayor o menor exactitud, dependiendo de la calidad de malla, con el valor de diferencia de presión obtenido en el postproceso de KRATOS.

5.2.2 Lectura de la diferencia de presión en la arteria

En el momento de dibujar la gráfica en KRATOS, seleccionamos dos puntos para medir la diferencia de presión. Se cogerán los puntos centrales de las dos secciones de los extremos del tubo, ya que nos facilitan comprender mejor el valor de la diferencia de presión. Es decir, el punto1 corresponde al centro de la sección de entrada y el punto2 corresponde al centro de la sección de salida.

De las gráficas, se extraen los valores de presión. Como se puede comprobar en estas, la función se estabiliza y converge de manera definitiva y segura en el momento de tiempo igual a 1.0 segundos.

A continuación, una vez mostrado los tres mallados, se plantea un resumen entre los resultados teóricos y los resultados experimentales.

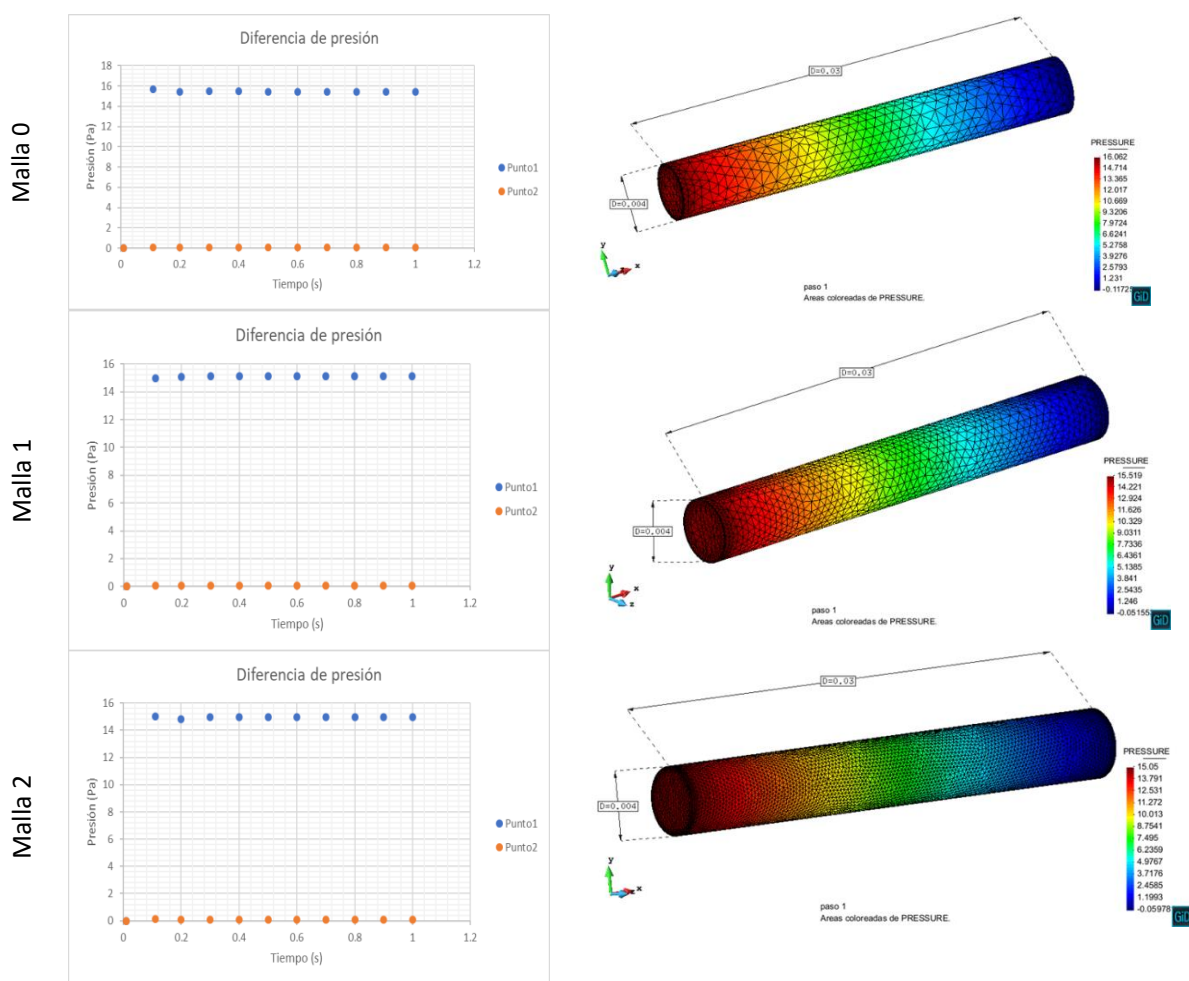


ILUSTRACIÓN 16: LECTURA DE LA DIFERENCIA DE PRESIÓN DEL MODELO DE LA AORTA EN LAS TRES MALLAS

Punto1 = Punto central de la sección inlet
Punto2 = Punto central de la sección outlet

Resumen de resultados:

Las principales funciones necesarias para comparar los resultados son las que surgen de la Ley de Poiseuille (ver apartado 4.2). El conjunto de funciones utilizadas es el siguiente:

$$v_m = \frac{v_{max}}{2}$$

$$\Delta P = \frac{32 \cdot \mu \cdot L \cdot v_m}{D^2}$$

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu}$$

	Analítica (usando valores teóricos)	KRATOS (CFD) – Malla 0	KRATOS (CFD) – Malla 1	KRATOS (CFD) – Malla 2
Vm (m/s) *	0.1	0.10026508	0.100429855	0.099743245
Flujo entrada (m³/s)	1.256637x10-6	1.215e-6	1.2312e-6	1.2482e-6
Flujo salida (m³/s)	1.256637x10-6	1.2136e-6	1.2306e-6	1.2474e-6
Re	160	160.424128	160.687768	159.589192
ΔP (Pa)	15	15.4478	15.1245	14.9506
Error, respecto solución teórica (%)	0	2.98	0.83	0.33

*La Vm se calcula como la velocidad máxima entre dos. La velocidad máxima nos la proporciona KRATOS en la representación del perfil de velocidades cuando este se estabiliza. La velocidad máxima para cada malla se extrae de la representación de los perfiles de velocidad en el apartado 5.2.3.

Como se puede ver en la tabla de resultados anterior, gracias a un mallado más denso, se consigue un error más bajo respecto a la solución teórica.

Este resumen de cálculos tanto teóricos como experimentales verifica de manera correcta, mediante un software de simulación como es KRATOS, la ley de Poiseuille explicada en el apartado 4.2 de este trabajo.

5.2.3 Perfil de velocidades de KRATOS en diferentes secciones

Para este postproceso, se realizan cinco cortes mediante planos verticales a diferentes valores de distancia en metros en el eje x, a 0.004, 0.009, 0.015, 0.02 y 0.026 m.

Para la Malla 0:

Se inicia la generación de planos. Mediante la opción “Geometría>Cortes a set” se marca la intersección entre dichos planos. Mediante la opción de graficar según variación de línea, se muestra la velocidad absoluta en cada sección.

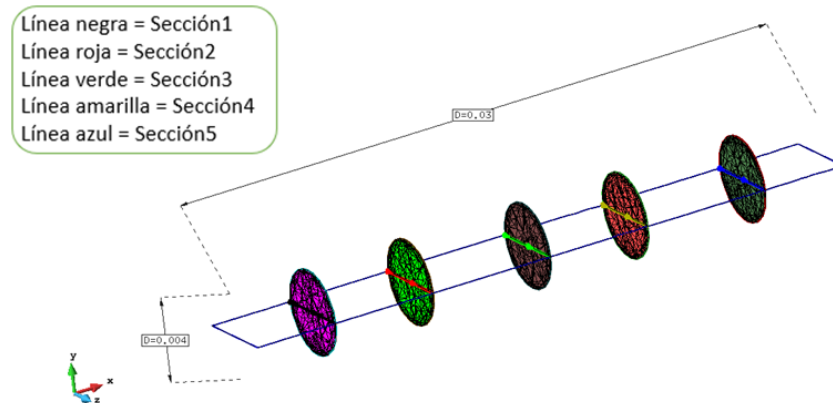


ILUSTRACIÓN 17: SECCIONES DEL PERFIL DE VELOCIDADES HORIZONTAL DEL MODELO DE LA AORTA

Las líneas rectas en color negro, rojo, verde, amarillo y azul representan el perfil horizontal de velocidad del fluido para las secciones de la arteria a diferentes valores de distancia en metros en el eje x, a 0.004, 0.009, 0.015, 0.02 y 0.026 respectivamente. Para obtener estos perfiles se ha realizado un corte plano horizontal inicial, se ha hecho un “convertir a set” y seguidamente se han realizado los cinco planos verticales (cortes verticales) comentados en el inicio de este apartado. A continuación, se grafica la solución teórica y la solución experimental para la sección 1 de la aorta.

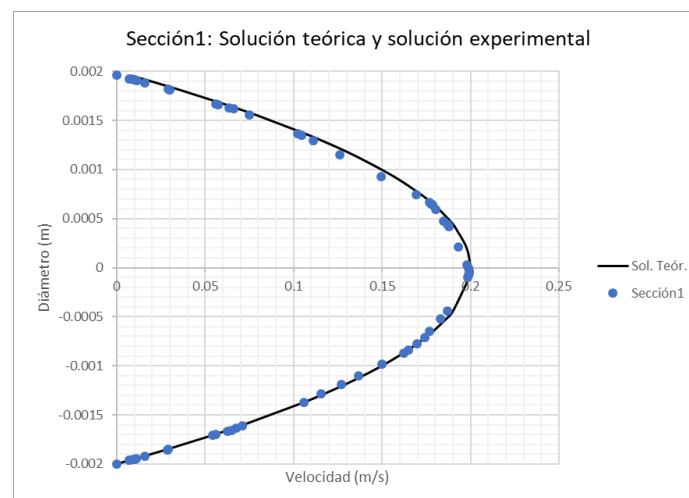


ILUSTRACIÓN 18: SECCIÓN1: SOLUCIÓN TEÓRICA Y SOLUCIÓN EXPERIMENTAL

Tomando como referencia los resultados de la malla 0, una vez graficados el primer perfil de velocidad desarrollado, sección 1, junto con el perfil de velocidades de la solución teórica, se puede visualizar una pequeña diferencia entre los puntos graficados que corresponde al error que se genera a partir de las pérdidas de energía en la simulación del flujo.

A continuación, se representa el perfil de velocidades en cada sección para todas las mallas.

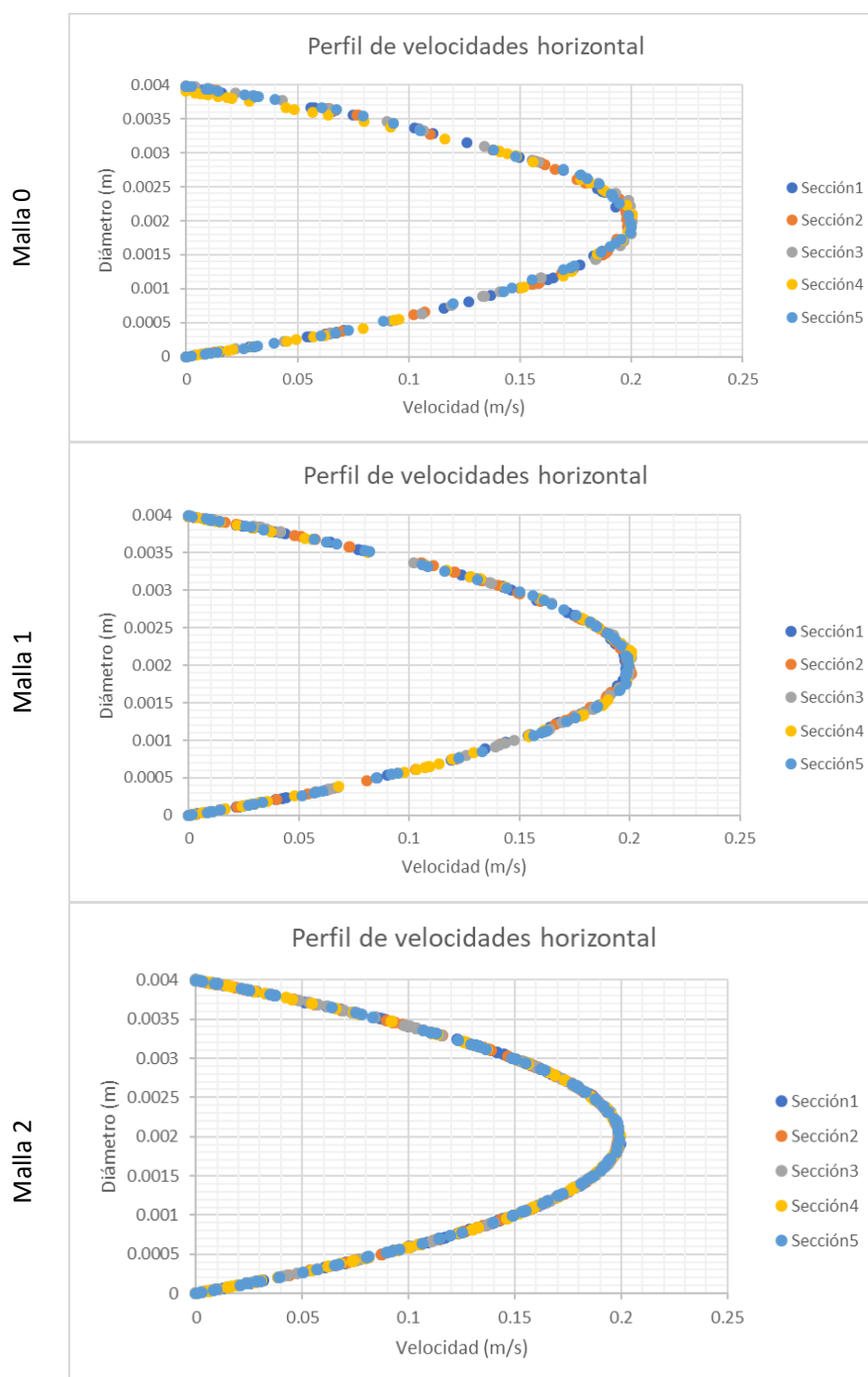


ILUSTRACIÓN 19: PERFIL DE VELOCIDADES DEL MODELO DE LA AORTA PARA LAS TRES MALLAS

Realizando una comparación entre los perfiles de velocidad de las tres mallas, se verifica que la malla 2, la cual corresponde al mallado más denso, presenta unos perfiles con parábolas con una curva más limpia lo cual confirma que un mallado más fino nos proporciona resultados más exactos.

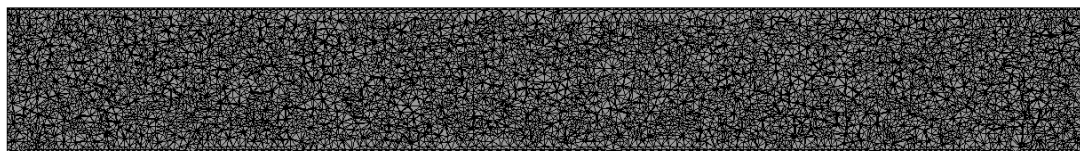
Referente al valor de la velocidad máxima que resulta en el gráfico, se confirma la correcta aplicación de la expresión del paraboloides.

Como se visualiza en el inicio del perfil de velocidades del gráfico superior, partiendo desde los extremos del diámetro de la aorta, la pendiente que se genera en dicho perfil asegura que se podrá calcular de manera correcta el WSR, y con ello se obtiene fácilmente el WSS como bien se ha explicado en el apartado 3.3.2 de este trabajo.

5.2.4 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado

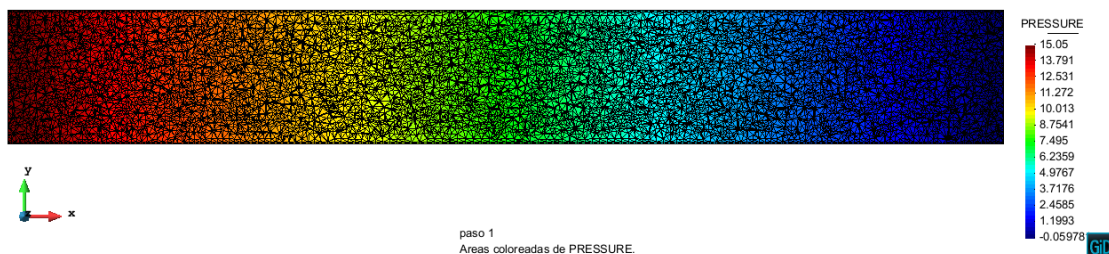
A continuación, se muestran los resultados finales del flujo para la mejor malla, la malla 2. Los resultados de la malla 0 y malla 1 se pueden ver en el apéndice B.1.

Mallado:

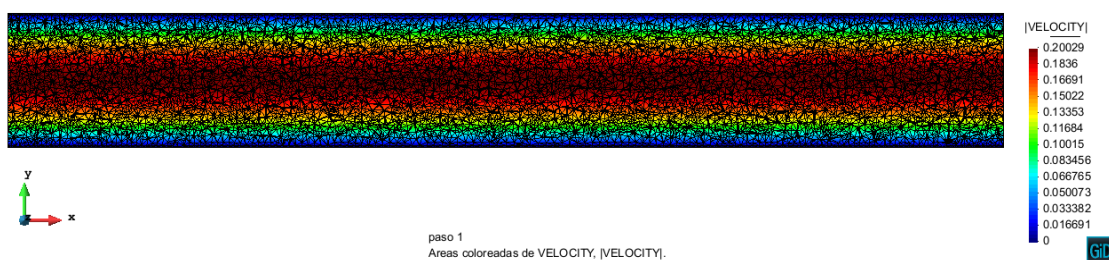


GID

Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



Vectores:

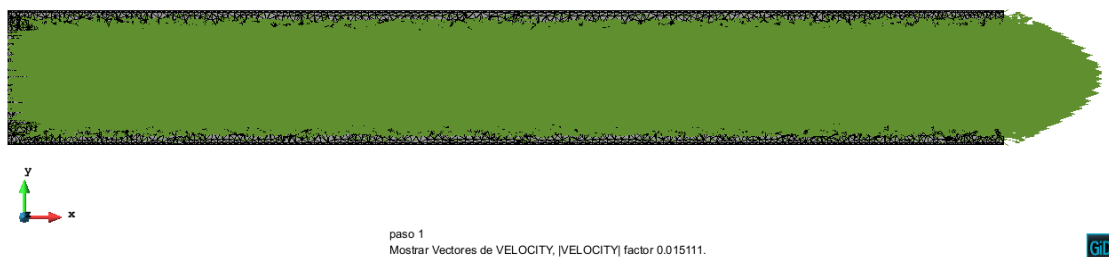


ILUSTRACIÓN 20: VISUALIZACIÓN DEL RECORRIDO DEL FLUJO ESTABILIZADO DEL MODELO DE LA AORTA

5.2.5 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos

El objetivo de este apartado es ejecutar y dibujar los nuevos indicadores en KRATOS. Estos indicadores han sido explicados en el apartado 3.3.2 de este trabajo. Además, en el apartado 4.3 y en el apéndice A se han resumido los principales conceptos y criterios de programación en Python que han permitido obtener los resultados.

A continuación, se muestran los resultados de los indicadores comentados para la mejor malla, la malla 2. Para la verificación de los resultados experimentales obtenidos en KRATOS de estos indicadores, se calcularán los resultados teóricos mediante las ecuaciones que los gobiernan. Una vez verificadas estas operaciones correctamente para el modelo de la aorta como arteria larga y recta, se realiza el mismo procedimiento en KRATOS para la obtención de los indicadores en el resto de los modelos de estudio.

ARCHIVO GID UTILIZADO: StraightArtery_5_Malla2.gid

REACCIONES

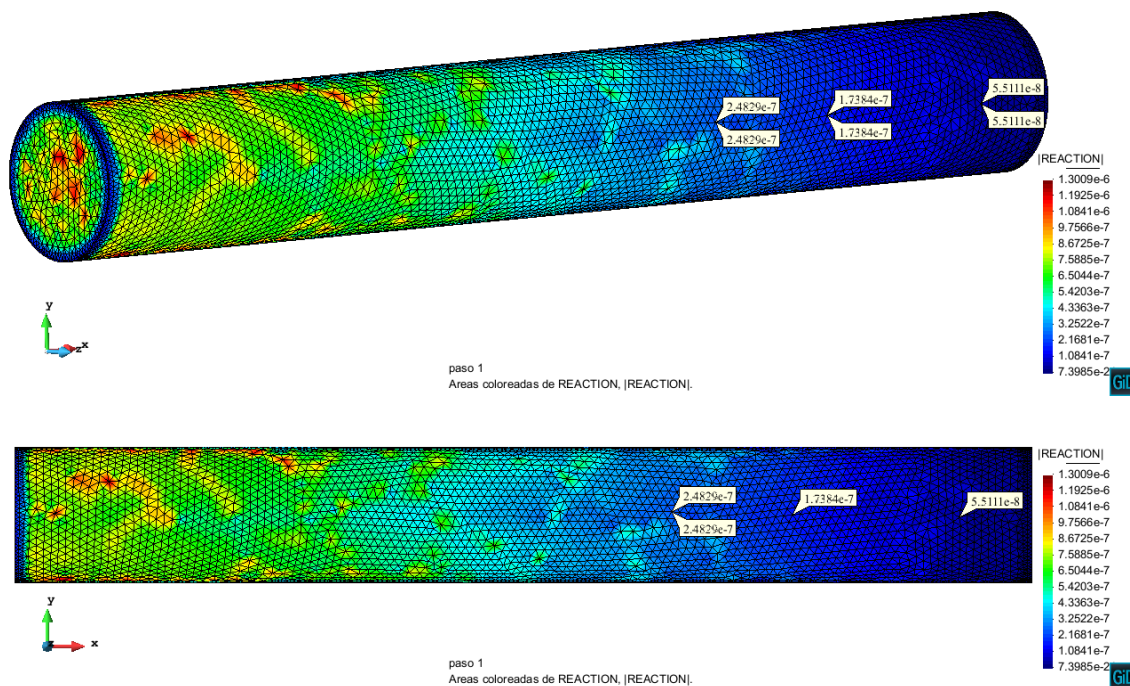


ILUSTRACIÓN 21: REACCIONES DEL MODELO DE LA AORTA

WSS

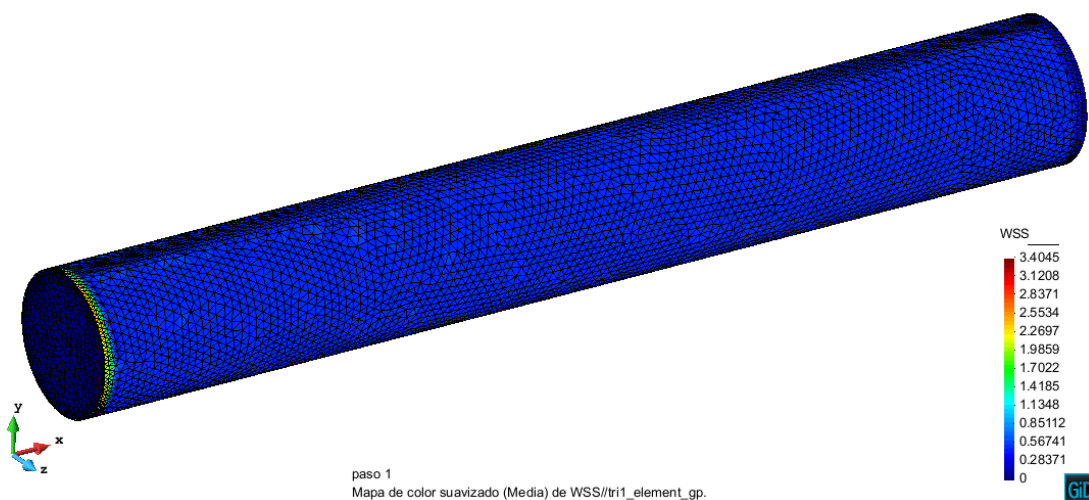


ILUSTRACIÓN 22: WSS PREVIO DEL MODELO DE LA AORTA

Representando el WSS en el conjunto del modelo, KRATOS proporciona una escala de valores un poco exagerada, debido a los picos de valor que surgen a la hora de activar el perfil de velocidades (ecuación del paraboloide) para la sección de entrada. Por este motivo, nos interesa estudiar la parte de la derecha del modelo, donde el flujo se desarrolla completamente. Para visualizar mejor estos valores se activan las etiquetas y se cambia el valor máximo de representación de la escala de valores.

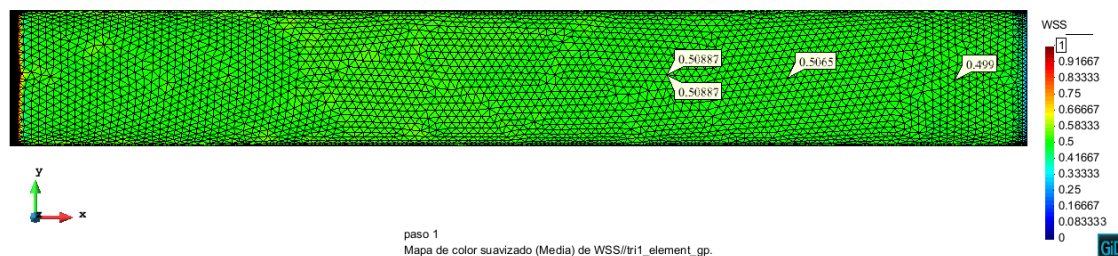


ILUSTRACIÓN 23: WSS DEL MODELO DE LA AORTA

Comprobación teórica de las ecuaciones que definen los indicadores hemodinámicos

En el campo de velocidades del caso de estudio, con el gradiente de este vector y el tensor de deformaciones correspondiente, se extrae el vector WSR. Si se toma un punto P localizado sobre la superficie del cilindro se puede calcular el valor de WSR mediante la siguiente expresión.

$$WSR = \frac{2 \cdot v_{\max}}{R} = \frac{2 \cdot 0.2}{0.002} = 200 \text{ s}^{-1}$$

Donde: $v_{\max} = 0.2 \text{ m/s}$. $R = 0.002 \text{ m}$

$$\tau_{ij} = WSS = \nu \cdot WSR = \nu \cdot \dot{\gamma} = \nu \cdot \frac{\partial u_j}{\partial x_i} = 2.5 \times 10^{-3} \cdot 200 = 0.5 \text{ m}^2/\text{s}^2$$

TWSS

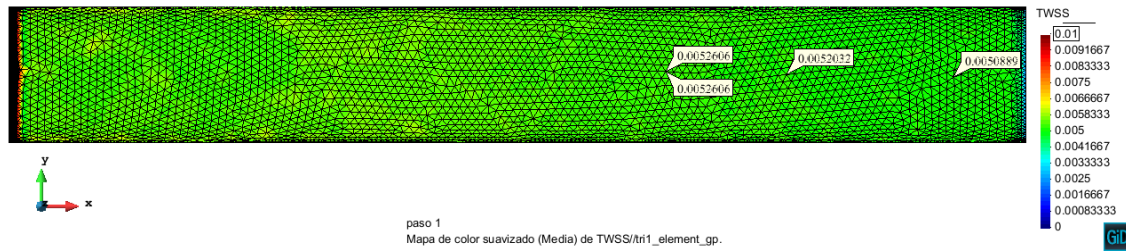


ILUSTRACIÓN 24: TWSS DEL MODELO DE LA AORTA

OSI

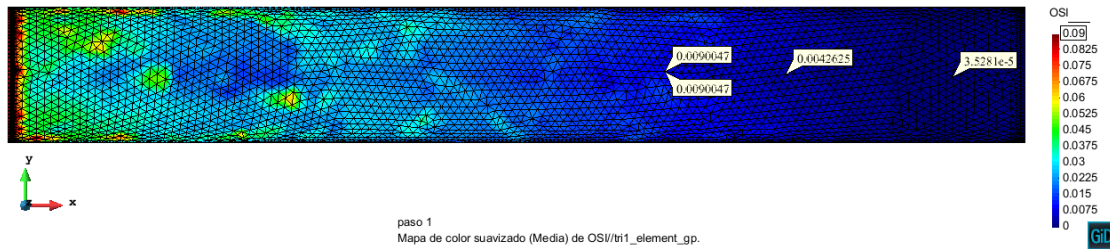


ILUSTRACIÓN 25: OSI DEL MODELO DE LA AORTA

RRT

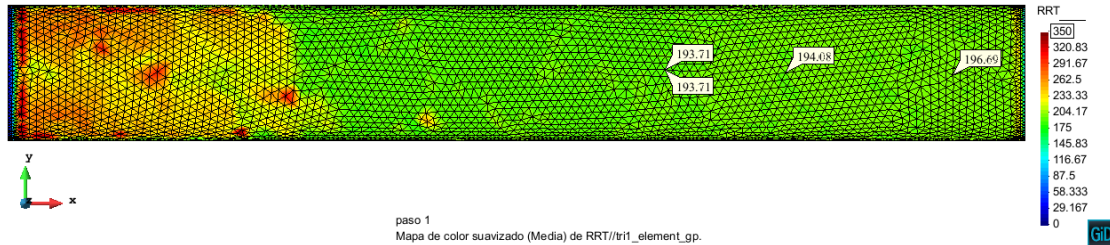


ILUSTRACIÓN 26: RRT DEL MODELO DE LA AORTA

Comprobación teórica de las ecuaciones que definen los indicadores hemodinámicos

A partir de los conceptos explicados en el apartado 3.3.2 y tomando los valores aproximados obtenidos de los indicadores OSI y TWSS, se verifica mediante KRATOS el correcto funcionamiento de las ecuaciones teóricas que definen el indicador RRT.

$$RRT = \frac{1}{(1 - 2 \cdot OSI) \cdot TAWSS} = \frac{1}{(1 - 2 \cdot 0.003) \cdot 0.005} = 201.207$$

ECAP

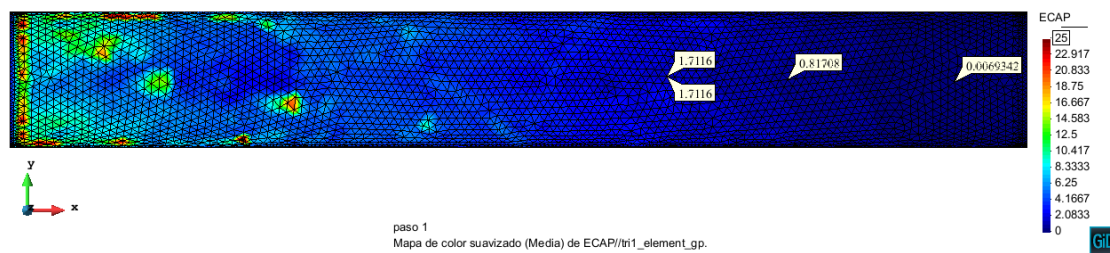


ILUSTRACIÓN 27: ECAP DEL MODELO DE LA AORTA

Comprobación teórica de las ecuaciones que definen los indicadores hemodinámicos

A partir de los conceptos explicados en el apartado 3.3.2 y tomando los valores aproximados obtenidos de los indicadores OSI y TAWSS, se verifica mediante KRATOS el correcto funcionamiento de las ecuaciones teóricas que definen el indicador ECAP.

$$ECAP = \frac{OSI}{TAWSS} = \frac{0.003}{0.005} = 0.6$$

En conclusión, comparando los resultados obtenidos en KRATOS con los cálculos realizados se consigue verificar un correcto funcionamiento de estos indicadores debido a correctas descripciones de las ecuaciones que los gobiernan, las cuales están explicadas en el apartado 3.3.2 de este trabajo.

6. Flujo constante en una anastomosis de extremo a extremo (bifurcación de injerto)

La anastomosis consiste en la conexión de dos entidades del cuerpo humano, inicialmente de origen natural. Conciene especialmente a los vasos, pero también, por extensión, a cualquier "conducto" de la misma naturaleza. La más frecuente de la anastomosis es la de los vasos sanguíneos que de forma natural se crean para formar nuevas vías de circulación de la sangre cuando una vena está obstruida.

En este caso, se estudia un modelo que representa una inserción artificial a un conducto principal, acción que realiza normalmente un bypass. Este modelo consiste en un gran canal que se conecta a un vaso más pequeño. Esta operación de puente se realiza cuando se percibe algún problema u obstrucción en este mismo vaso pequeño y largo. El flujo de la sangre es constante y es importante entender que dicho flujo debe mimetizarse correctamente en la unión de las dos direcciones, ya que se pueden producir reflujos, que pueden acabar en una trombosis u otros problemas muy graves.

6.1 Geometría del Modelo, Malla y datos

6.1.1 Geometría y mallado

La geometría obtenida está constituida por dos cilindros en la zona baja y un cilindro de mayor diámetro en la parte superior, el cual será insertado y unido con los dos cilindros inferiores mediante las rectas y curvas correspondientes. Esta operación simula la función propia de un bypass. El proceso de construcción se inicia generando los puntos de la estructura, los cuales se unen mediante líneas con la posterior formación de las superficies. Una vez generado el cuerpo del modelo, se engloba todo el modelo en un mismo volumen.

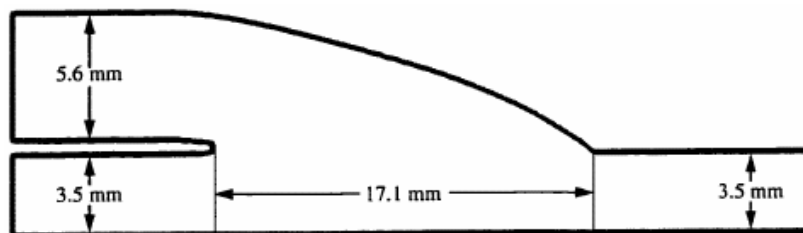


ILUSTRACIÓN 28: PRINCIPALES MEDIDAS GEOMÉTRICAS DE LA ANASTOMOSIS

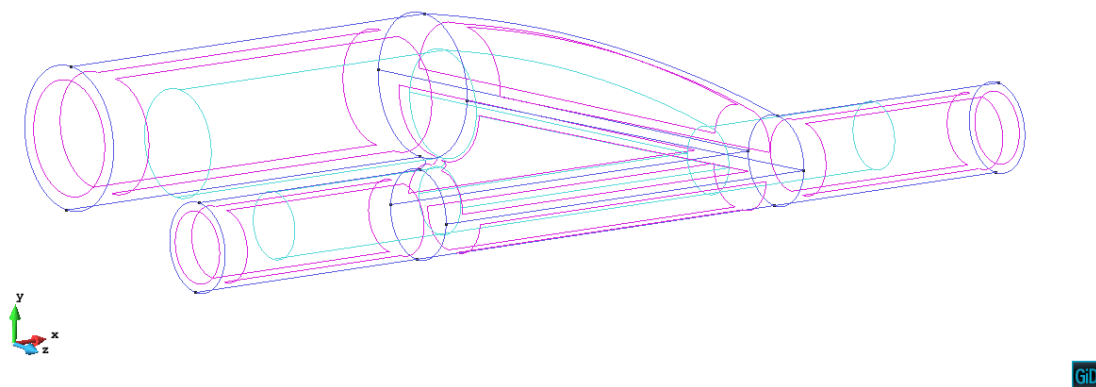


ILUSTRACIÓN 29: GEOMETRÍA DE LA ANASTOMOSIS

Para obtener resultados más correctos, se generarán mallas con elementos de diferentes tamaños. Además, se generarán capas límite para tratar de obtener resultados más precisos en las zonas de las paredes de los modelos.

Para la Malla 0:

Tamaño elementos: 0.00075

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
5910	75004	14129

Visualización del mallado:

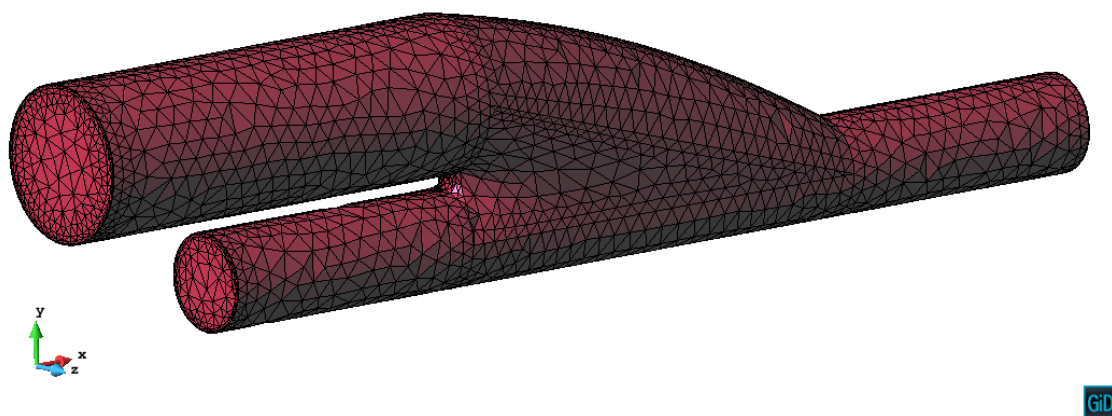


ILUSTRACIÓN 30: MALLADO DE LA ANASTOMOSIS

Referente a la capa límite, se detallan los siguientes parámetros:

Altura: 0.00005 m

Núm. capas: 5

Realizamos un plano de corte anterior a la unión para ver la sección del modelo.

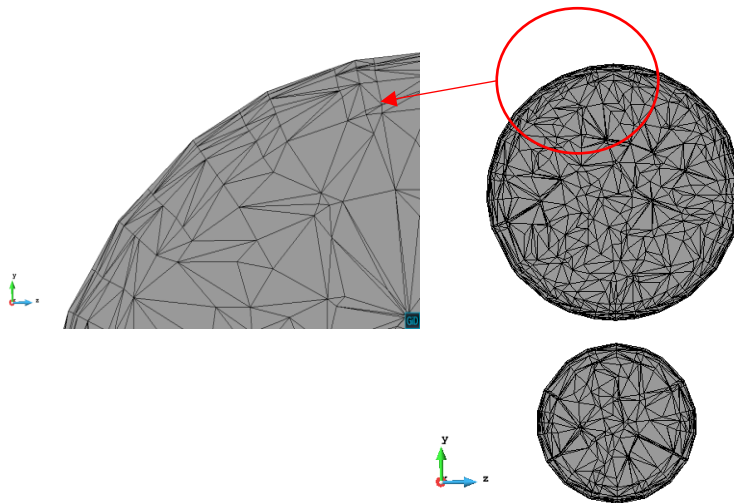


ILUSTRACIÓN 31: SECCIÓN DEL MODELO DE LA ANASTOMOSIS

Como podemos ver en el contorno de la sección de la imagen anterior, la generación de varias capas de capa límite nos permite tener más densidad de elementos en la parte exterior del modelo. En este caso, se visualizan las 5 capas.

Para los siguientes mallados, se realizan los mismos pasos. A continuación, se agrupan dichos procesos en las siguientes tablas.

Para la Malla 1:

Tamaño elementos: 0.0005m

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
11698	170094	31617

Para la Malla 2:

Tamaño elementos: 0.00025 m

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
39312	857143	154704

Para la malla 1 y 2 se obtiene:

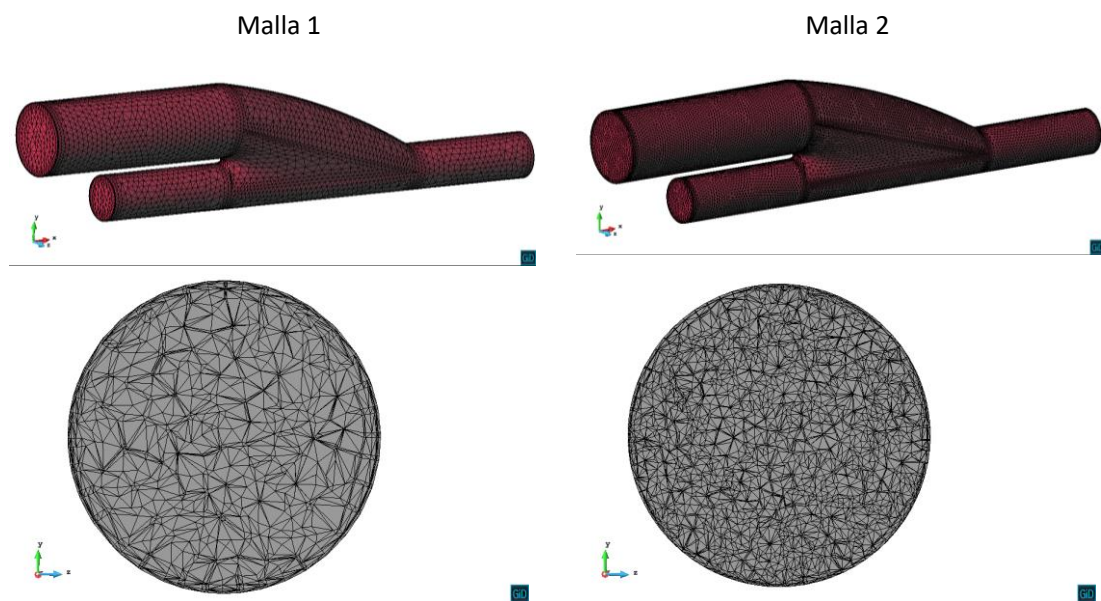


ILUSTRACIÓN 32: MALLA 1 Y MALLA 2 DE LA ANASTOMOSIS

6.1.2 Datos

Modelo del flujo sanguíneo

Las características del flujo sanguíneo en este segundo estudio corresponderían a las mismas que en el estudio de la aorta como arteria larga y recta (ver apartado 5.1.2).

Condiciones de contorno

Perfil de velocidad

En este segundo estudio el fluido tomará un perfil de velocidades inicial que consta de la ecuación de un paraboloide en toda la sección de entrada (lado izquierdo) del cilindro superior, el cual actúa como bypass. En la siguiente ecuación del paraboloide el valor 0.2 m/s escogido para esta simulación corresponde a la velocidad pico de dicha figura. Esta velocidad máxima se puede variar en función de las necesidades de cada estudio.

$$Velocidad_x(z, y) = V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 - \frac{z^2 + y^2}{R^2}\right)$$

$V_{m\acute{a}x} = 0.2 \text{ m/s}$. $R = 0.0028 \text{ m}$

Esta información se puede comprobar en el momento inicial de la simulación modelo:

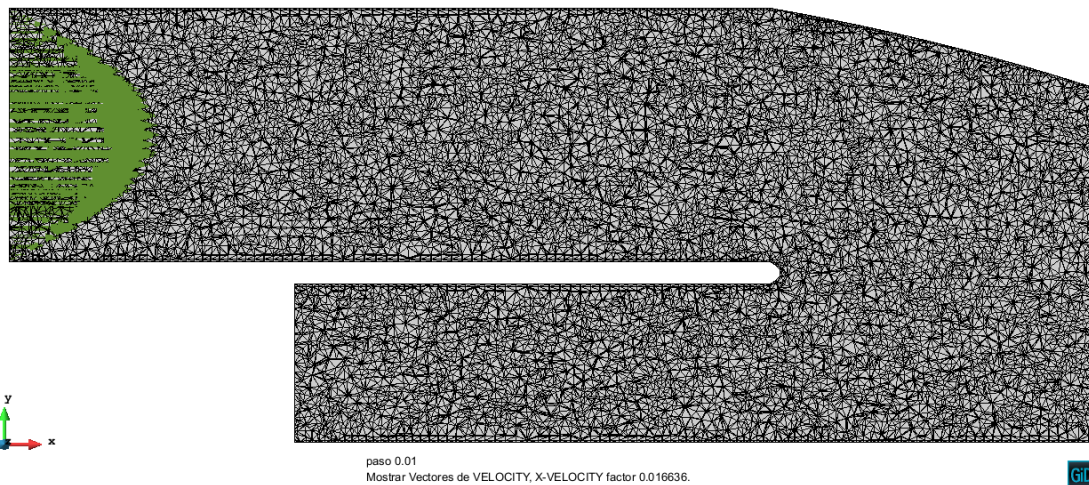


ILUSTRACIÓN 33: PERFIL DE VELOCIDADES INICIAL DEL MODELO DE LA ANASTOMOSIS

6.2 Resultados

El primer paso para obtener los resultados es realizar el cálculo mediante el ejecutable de KRATOS. Este proceso conlleva una serie de cálculos internos mediante elementos finitos en el interior del software KRATOS. Esta operación puede tardar más o menos tiempo en función de la potencia de cálculo de la máquina donde se ejecuta el cálculo y en función del mallado previo. Cabe destacar que, a mayor número de elementos, y por ello un mallado con elementos más pequeños, se requiere más tiempo de cálculo.

6.2.1 Perfil de velocidades horizontal de KRATOS en diferentes secciones

Para este postproceso se realizan cinco cortes mediante planos verticales a diferentes valores de distancia en metros, los cuales permitirán generar los perfiles de velocidad para las diferentes mallas.

Para la Malla 0:

Generación de planos:

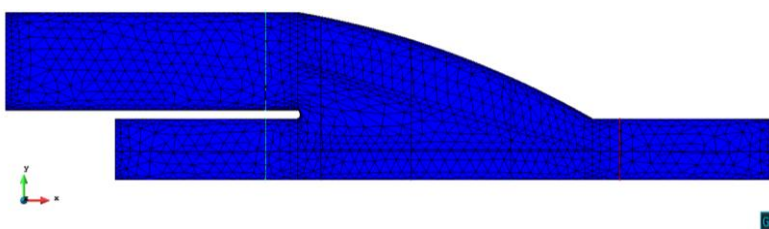


ILUSTRACIÓN 34: GENERACIÓN DE PLANOS DE CORTE VERTICALES EN LA ANASTOMOSIS

Mediante la opción “Geometria>Cortes a set” se marca la intersección entre dichos planos. Mediante la opción de graficar según variación de línea, se muestra la velocidad absoluta en cada sección.

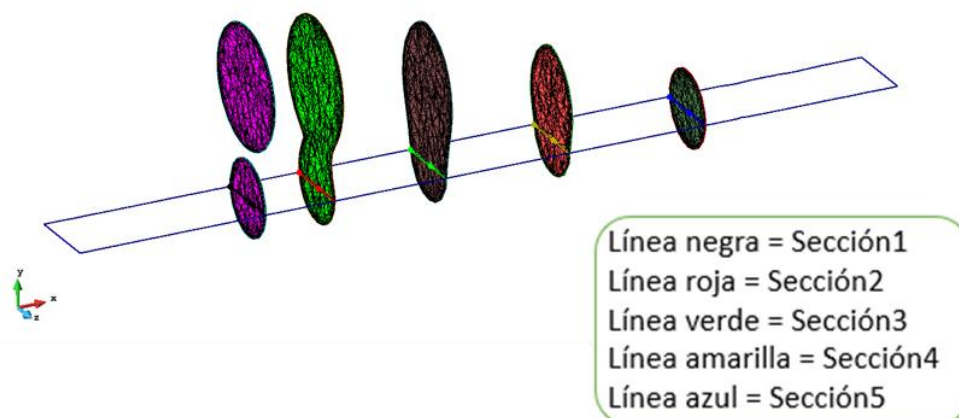


ILUSTRACIÓN 35: SECCIONES DE LOS PERFILES DE VELOCIDAD HORIZONTAL DE LA ANASTOMOSIS

Las líneas rectas en color negro, rojo, verde, amarillo y azul representan el perfil horizontal de velocidad del fluido para diferentes secciones del modelo. Si representamos el perfil de velocidades en cada sección, se obtiene:

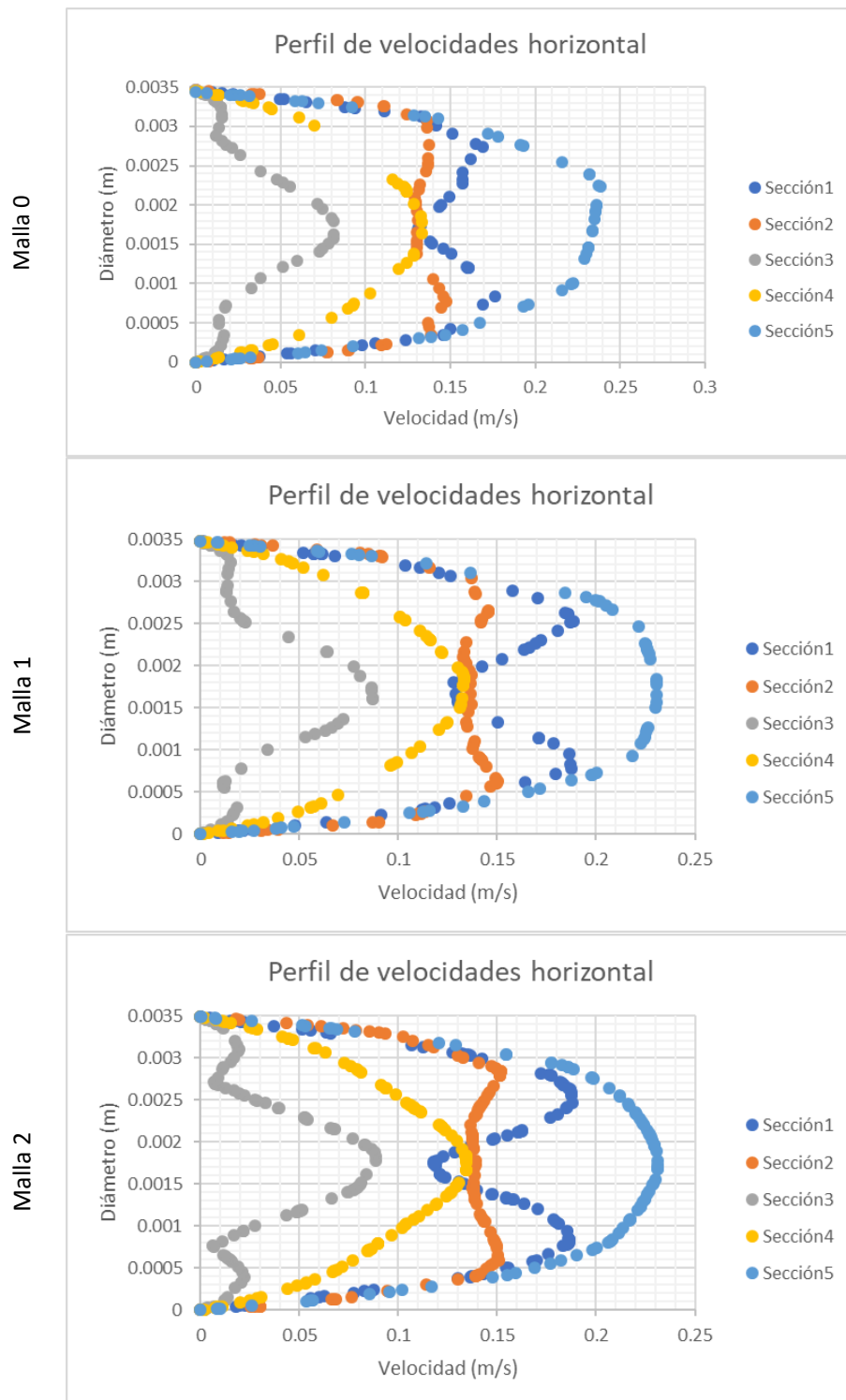


ILUSTRACIÓN 36: PERFIL DE VELOCIDADES HORIZONTAL DE LAS TRES MALLAS DEL MODELO DE LA ANASTOMOSIS

Realizando una comparación entre los perfiles de velocidad de las tres mallas, se verifica que la malla 2, la cual corresponde al mallado más denso, presenta unos perfiles con parábolas con una curva más limpia lo cual confirma que un mallado más fino nos proporciona resultados más exactos.

Por otro lado, en esta simulación se verifica que la presión nula en las dos salidas del modelo implica que el flujo se dirccione hacia estas salidas, como bien queda representado en los perfiles de velocidad de la sección1 y la sección3.

6.2.2 Perfil de velocidades vertical de KRATOS en diferentes secciones

La idea general para este postproceso es simular el posible cambio brusco de sentido del flujo en el eje x, debido a la unión que realiza el bypass y las presiones nulas que quedan en las salidas de la modelo.

Para ello, se realizan cinco cortes mediante planos verticales a diferentes valores de distancia en metros. A partir de la intersección entre los cinco planos de corte paralelos al plano YZ y el plano paralelo al plano XY, se representan los perfiles de la velocidad en X.

Para la Malla 0:

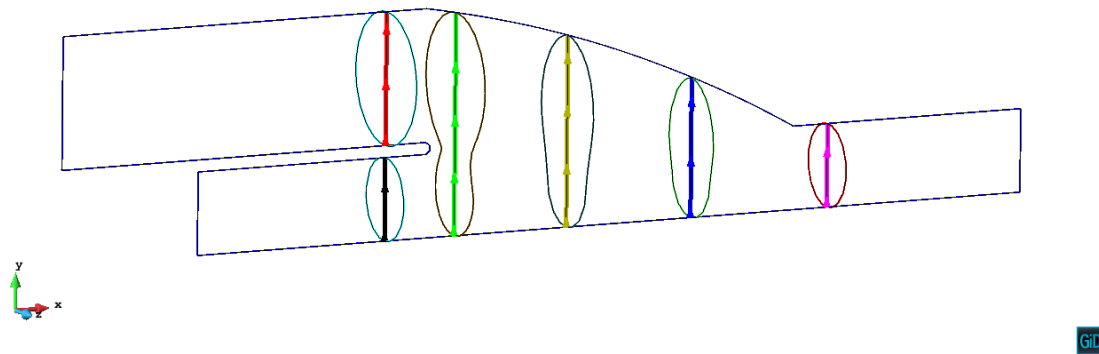


ILUSTRACIÓN 37: SECCIONES DE LOS PERFILES DE VELOCIDAD VERTICAL DE LA ANASTOMOSIS

Línea negra = Sección1
 Línea roja = Sección2
 Línea verde = Sección3
 Línea amarilla = Sección4
 Línea azul = Sección5
 Línea lila = Sección6

Las líneas en color negro, rojo, verde, amarillo, azul y violeta representan el perfil de velocidad vertical del fluido para las diferentes secciones. Para obtener estos perfiles se ha realizado el mismo procedimiento que el caso anterior (ver apartado 6.2.1). Es importante destacar que para este caso se grafica la velocidad en X.

Si representamos el perfil de velocidades en cada sección, se obtiene:

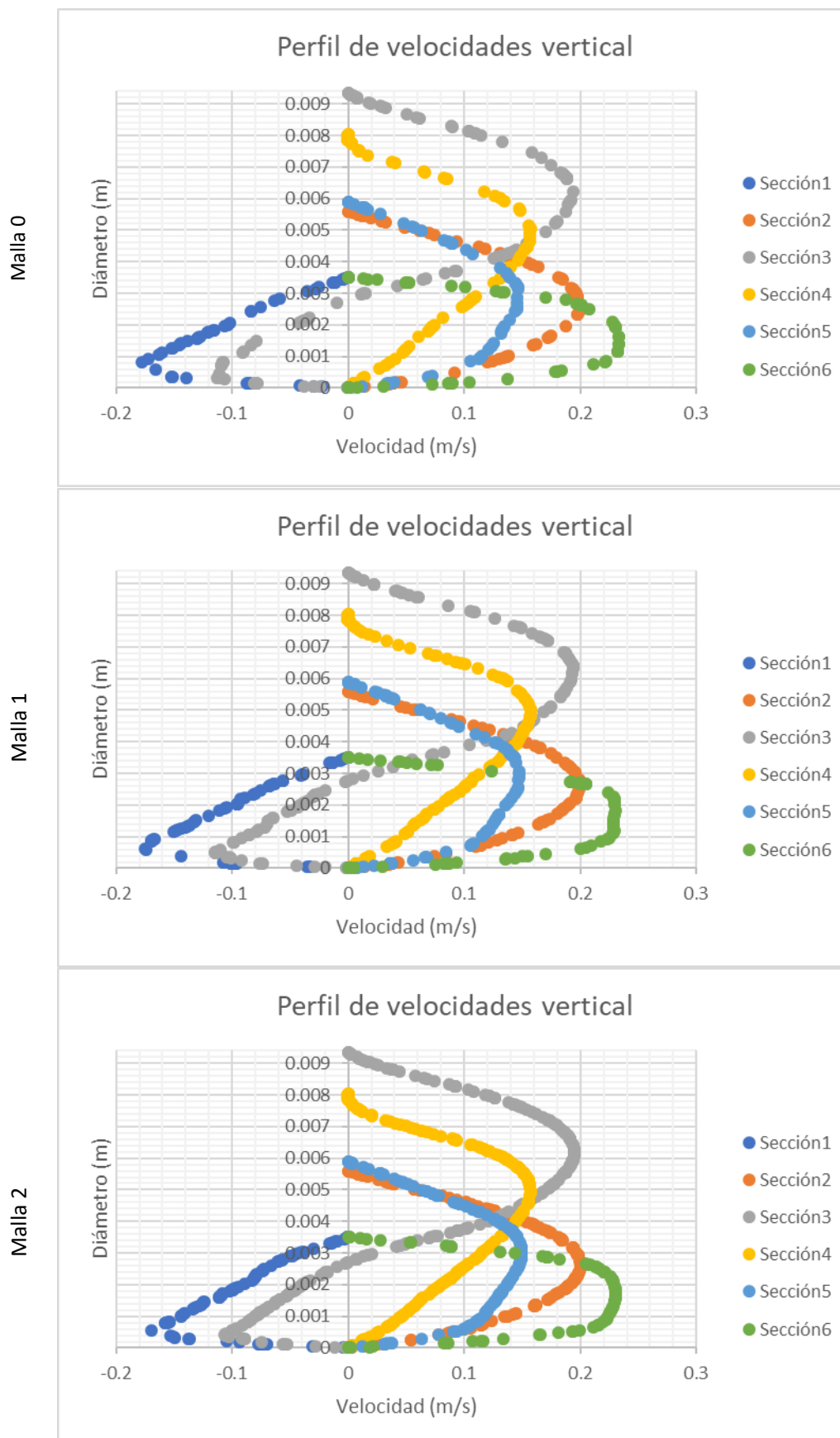


ILUSTRACIÓN 38: PERFIL DE VELOCIDADES VERTICAL DE LAS TRES MALLAS DEL MODELO DE LA ANASTOMOSIS

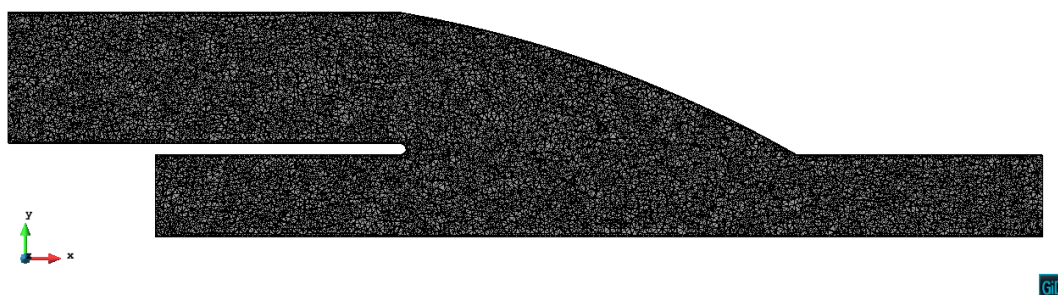
Realizando una comparación entre los perfiles de velocidad de las tres mallas, se verifica que la malla 2, la cual corresponde al mallado más denso, presenta unos perfiles con parábolas con una curva más limpia lo cual confirma que un mallado más fino nos proporciona resultados más exactos.

Por otro lado, en esta simulación se verifica que la presión nula en las dos salidas del modelo implica que el flujo se dirija hacia estas salidas, como bien queda representado en los perfiles de velocidad de la sección1 y la sección3 con valores negativos de la velocidad.

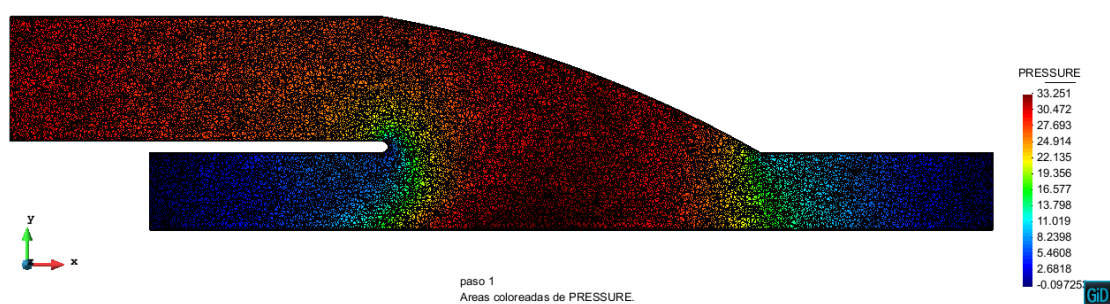
6.2.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado

A continuación, se muestran los resultados finales del flujo para la mejor malla, la malla 2. Los resultados de la malla 0 y malla 1 se pueden ver en el apéndice B.2.

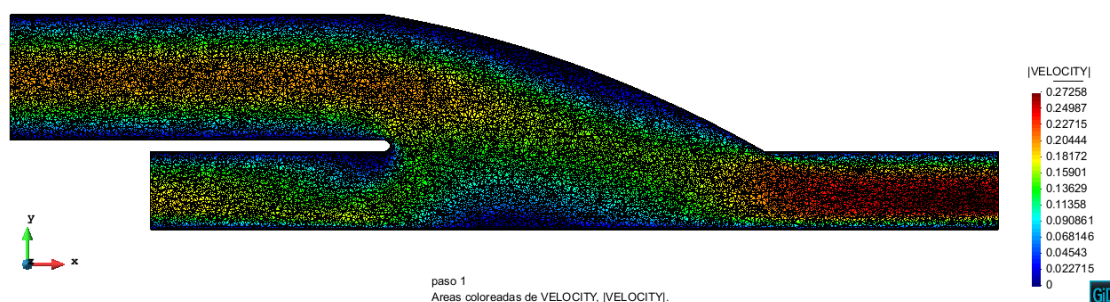
Mallado:



Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



Vectores:

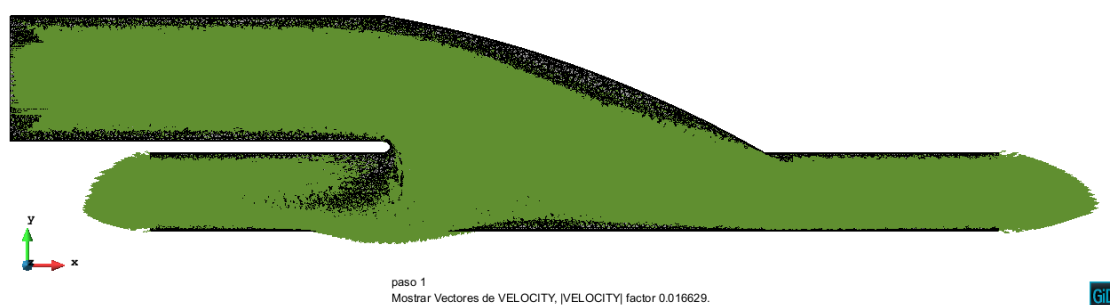




ILUSTRACIÓN 39: VISUALIZACIÓN DEL RECORRIDO DEL FLUJO ESTABILIZADO DEL MODELO DE LA ANASTOMOSIS

6.2.4 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos

A continuación, se muestran los resultados de los indicadores comentados (ver apartado 3.3.2) para la mejor malla, la malla 2.

ARCHIVO GID UTILIZADO: GraftBifurcation_5_Malla2.gid

REACCIONES

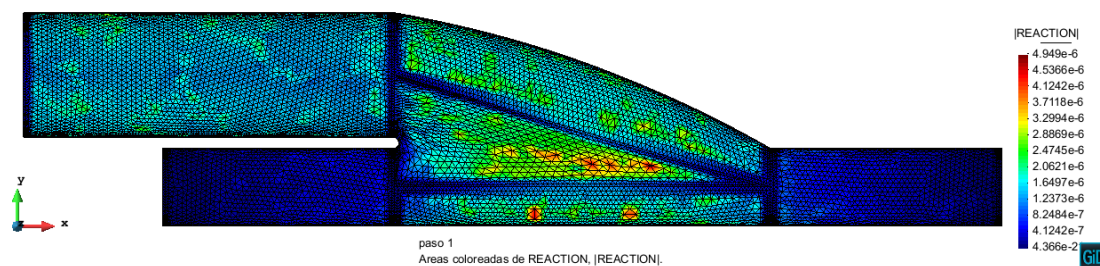


ILUSTRACIÓN 40: REACCIONES DE LA ANASTOMOSIS

WSS

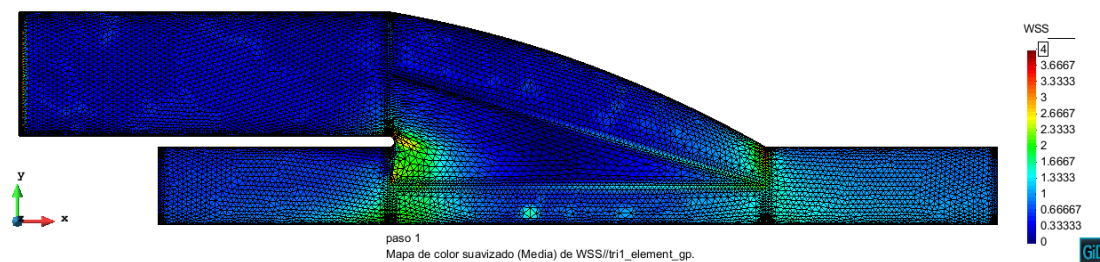


ILUSTRACIÓN 41: WSS DE LA ANASTOMOSIS

TWSS

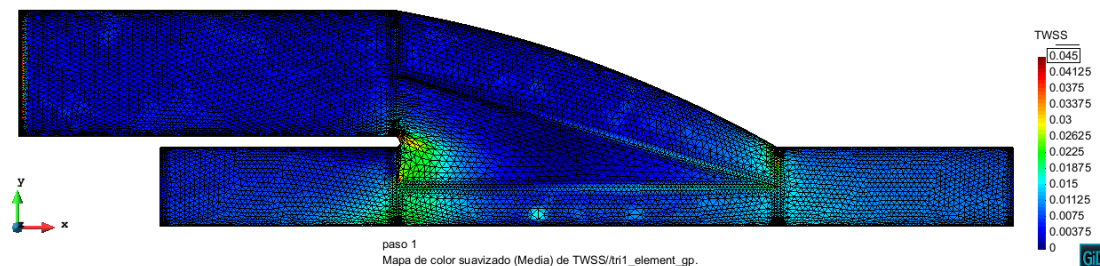


ILUSTRACIÓN 42: TWSS DE LA ANASTOMOSIS

OSI

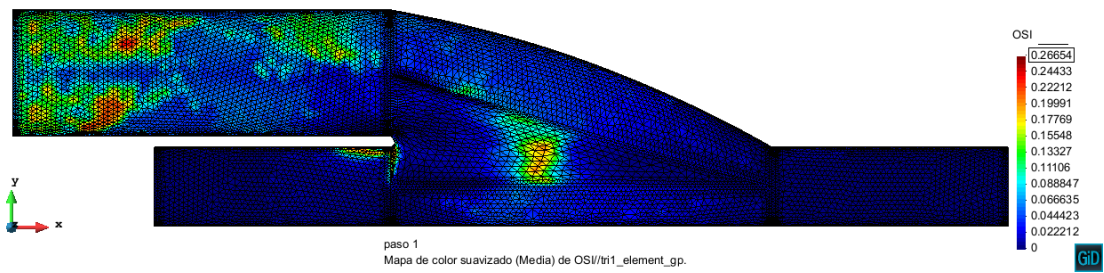


ILUSTRACIÓN 43: OSI DE LA ANASTOMOSIS

RRT

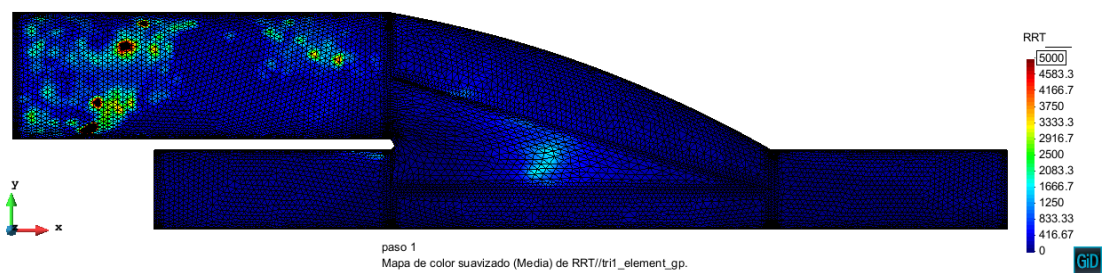


ILUSTRACIÓN 44: RRT DE LA ANASTOMOSIS

ECAP

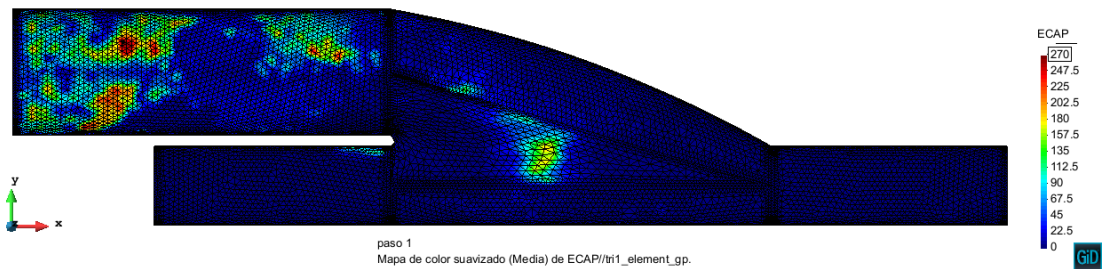


ILUSTRACIÓN 45: ECAP DE LA ANASTOMOSIS

7. Bifurcación carotídea

Esta investigación consiste en la simulación de la circulación de un flujo sanguíneo a través de un modelo en 3D creado en GID. Este modelo simula la bifurcación carotídea. En anatomía humana, la arteria carótida externa es una de las principales arterias de la cabeza y el cuello. Se origina en la arteria carótida común, cuando ésta se bifurca en carótida externa e interna. En los niños es algo más pequeña que la carótida interna, pero en los adultos los dos vasos son de aproximadamente el mismo tamaño. En esta arteria es posible tomar el pulso sanguíneo (conocido en este lugar como pulso carotídeo) presionando ligeramente con los dedos índice y medio en la parte lateral superior del cuello, bajo el ángulo de la mandíbula (gonion).

La carótida es muy importante en la circulación sanguínea directa a la cabeza, y los problemas en esta área pueden causar lesiones muy peligrosas en el área cerebral. La ampliación que ocurre en la zona de la bifurcación presenta un posible riesgo de aneurismas o dificultad en la circulación si esta ampliación aumenta. Entonces, es interesante ver el movimiento de la sangre en esta situación.

Por esta razón, se plantea realizar el estudio dinámico del flujo sanguíneo en KRATOS, con la correspondiente comprobación de la aplicación de los indicadores hemodinámicos explicados anteriormente.

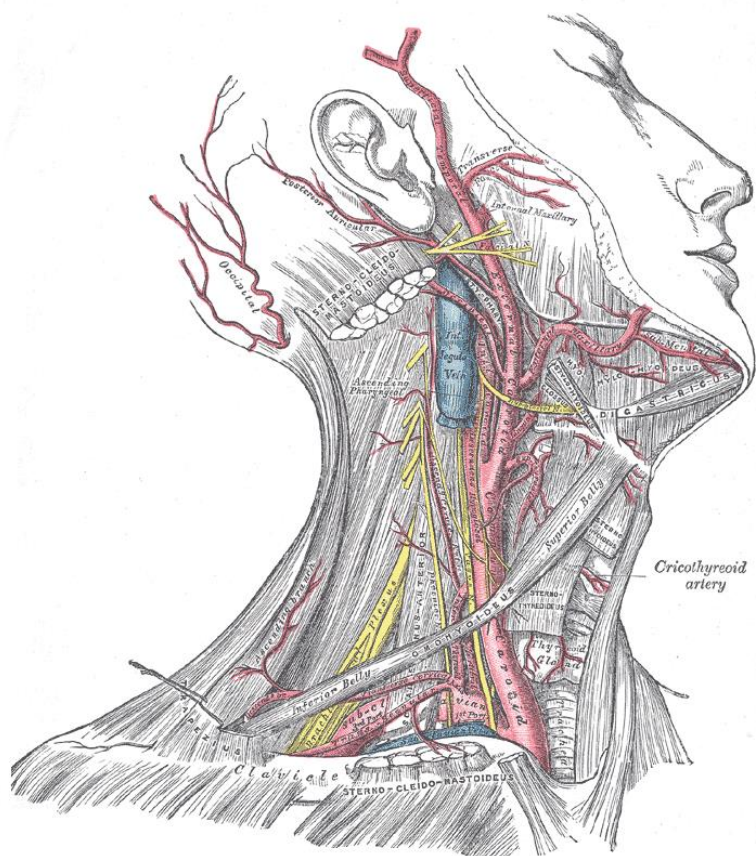


ILUSTRACIÓN 46: ARTERIA CARÓTIDA

7.1 Geometría del Modelo, Malla y datos

7.1.1 Geometría y mallado

La geometría del modelo en 3D se construye en el propio software GID. El estudio de la simulación y la obtención de resultados se realiza mediante KRATOS. En el postproceso de KRATOS se obtendrán los resultados.

Para iniciar la construcción, se definen una serie de puntos que nos determinarán la geometría previa. Se unen dichos puntos mediante líneas y curvas, con el objeto de poder formar la estructura del cuerpo. El siguiente paso es extruir generando superficies mediante la herramienta “Nurbs Surfaces”. Concretamente en este modelo, se puede observar que la dificultad geométrica recae en la formación de los puntos que constituirán la hinchazón que simula un aneurisma. El resto de las partes son secciones cilíndricas que se puede extruir con más facilidad. Finalmente, seleccionando las superficies se genera el volumen.

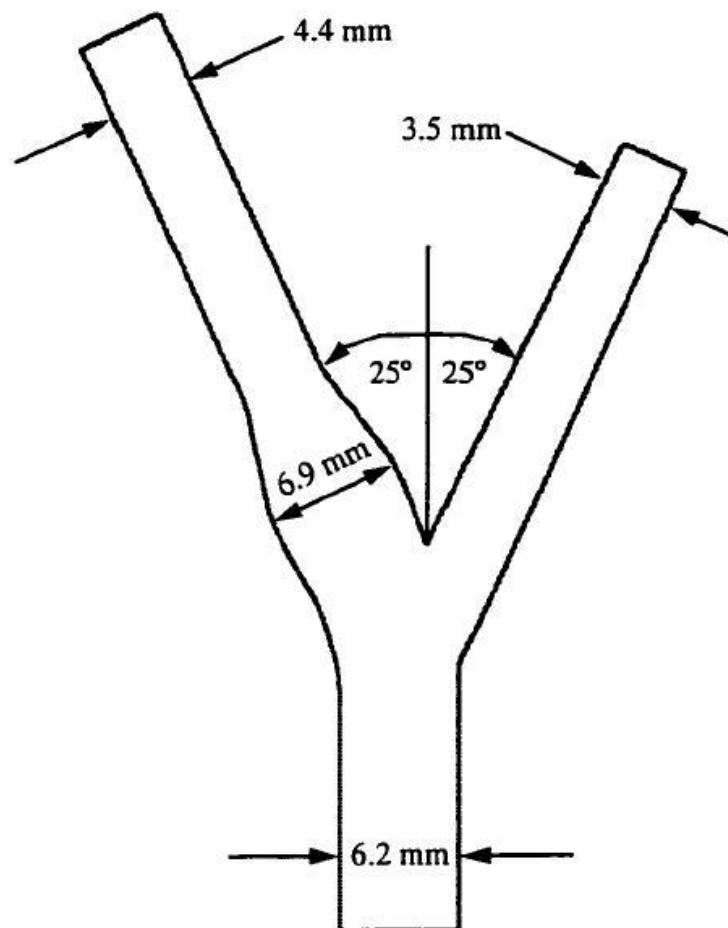


ILUSTRACIÓN 47: PRINCIPALES MEDIDAS GEOMÉTRICAS DE LA CARÓTIDA

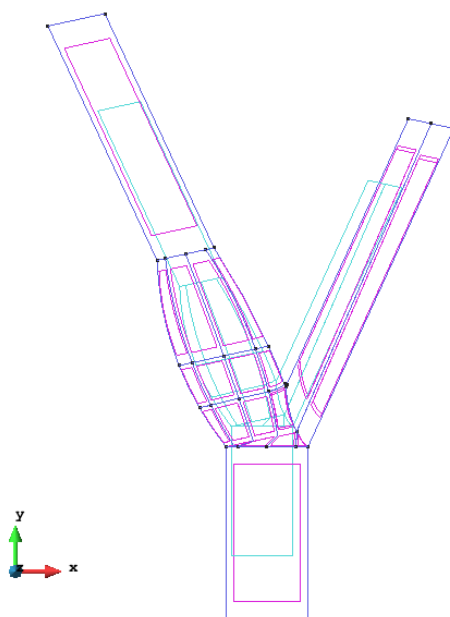


ILUSTRACIÓN 48: GEOMETRÍA DE LA CARÓTIDA

Para obtener resultados más correctos, se generarán mallas con elementos de diferentes tamaños. En este caso, se generan la 0 y la 1.

Por otro lado, se generarán capas límite para tratar de obtener resultados más precisos en las zonas de las paredes de los modelos. Se generan 5 capas con una altura de 0.00005 m.

Para la Malla 0:

Tamaño elementos: 0.00075

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
3716	70739	13481



ILUSTRACIÓN 49: MALLA 0 DEL MODELO DE LA CARÓTIDA

Para la Malla 1:

Tamaño elementos: 0.0005

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
7214	169688	32762

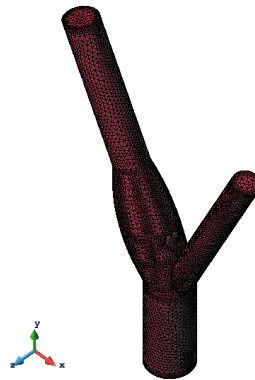


ILUSTRACIÓN 50: MALLA 1 DEL MODELO DE LA CARÓTIDA

Para la malla 0 y 1 se obtiene:

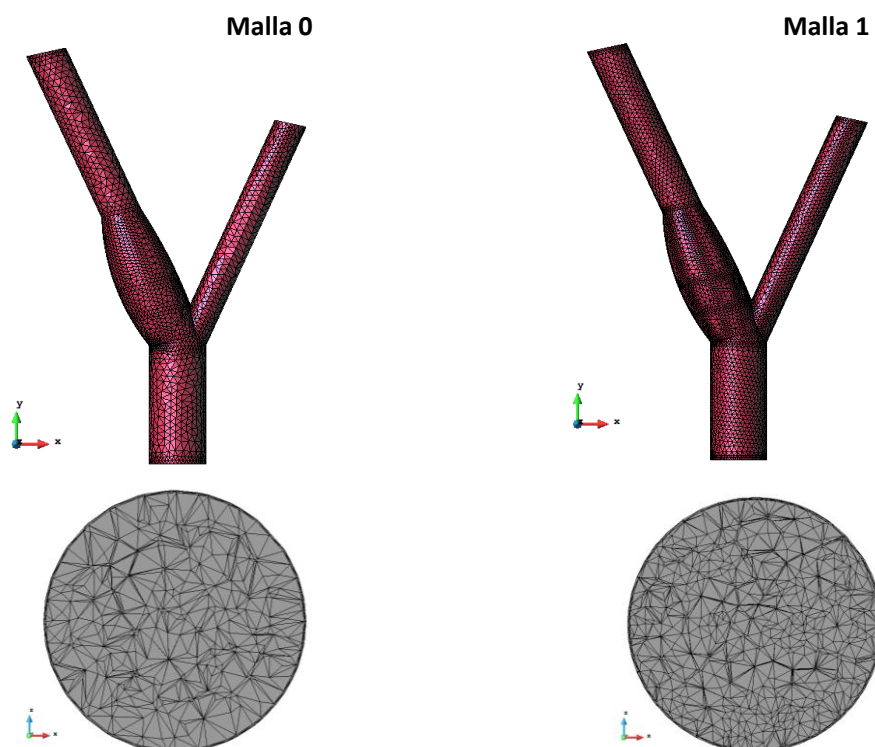


ILUSTRACIÓN 51: MALLA 0 Y MALLA 1 DEL MODELO DE LA CARÓTIDA

7.1.2 Datos

Modelo del flujo sanguíneo

Las características del flujo sanguíneo en este estudio corresponderían a las mismas que en el estudio de la aorta como arteria larga y recta (ver apartado 5.1.2).

Condiciones iniciales de contorno

A diferencia de los casos anteriores, los cuales se resolvieron mediante un método implícito de pasos fraccionarios para la solución numérica de las ecuaciones de Navier-Stokes incompresibles, dependientes del tiempo en variables primitivas, en este caso se ejecuta un método monolítico para resolver dichas ecuaciones.

Perfil de velocidad

En este estudio el fluido tomará un perfil de velocidades inicial que consta de la ecuación de un paraboloide en toda la sección, con el fin de conseguir un flujo completamente desarrollado que proporcione resultados más correctos. En la siguiente ecuación del paraboloide el valor 0.2 m/s escogido para esta simulación corresponde a la velocidad pico de dicha figura. Esta velocidad máxima se puede variar en función de las necesidades de cada estudio.

$$Velocidad_y(x, z) = V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 - \frac{x^2 + z^2}{R^2}\right)$$

$V_{m\acute{a}x} = 0.2 \text{ m/s}$. $R = 0.0031 \text{ m}$

Esta información se puede comprobar en el momento inicial de la simulación modelo:

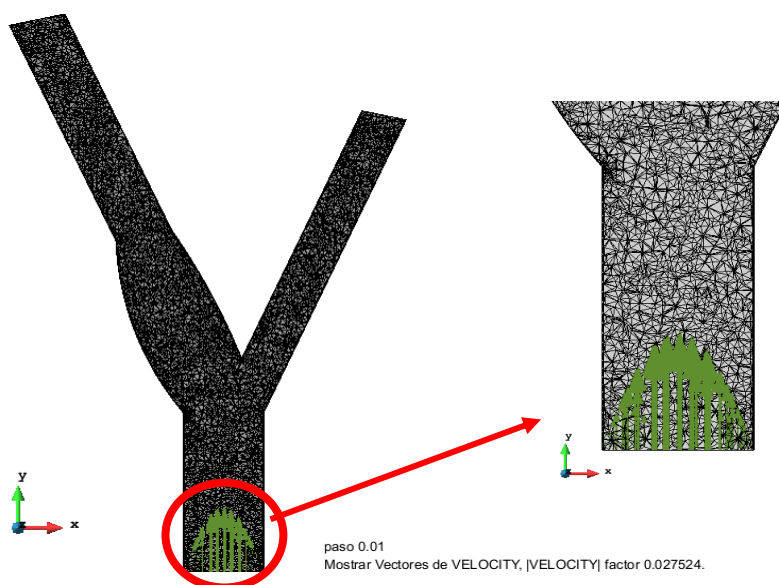


ILUSTRACIÓN 52: PERFIL DE VELOCIDADES INICIAL DEL MODELO DE LA CARÓTIDA

7.2 Resultados

El primer paso para obtener los resultados es realizar el cálculo mediante el ejecutable de KRATOS. Este proceso conlleva una serie de cálculos internos mediante elementos finitos en el interior del software KRATOS. Esta operación puede tardar más o menos tiempo en función de la potencia de cálculo de la máquina donde se ejecuta el cálculo y en función del mallado previo. Cabe destacar que, a mayor número de elementos, y por ello un mallado con elementos más pequeños, se requiere más tiempo de cálculo.

Para este modelo se realiza el estudio y la simulación básica, la cual muestra la distribución de presión y velocidad absoluta en el plano principal del modelo. Este plano corresponde justo a la parte central que divide el modelo en dos.

7.2.1 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado

A continuación, se muestran los resultados finales del flujo para la mejor malla, la malla 1. Los resultados de la malla 0 se pueden ver en el apéndice B.3.

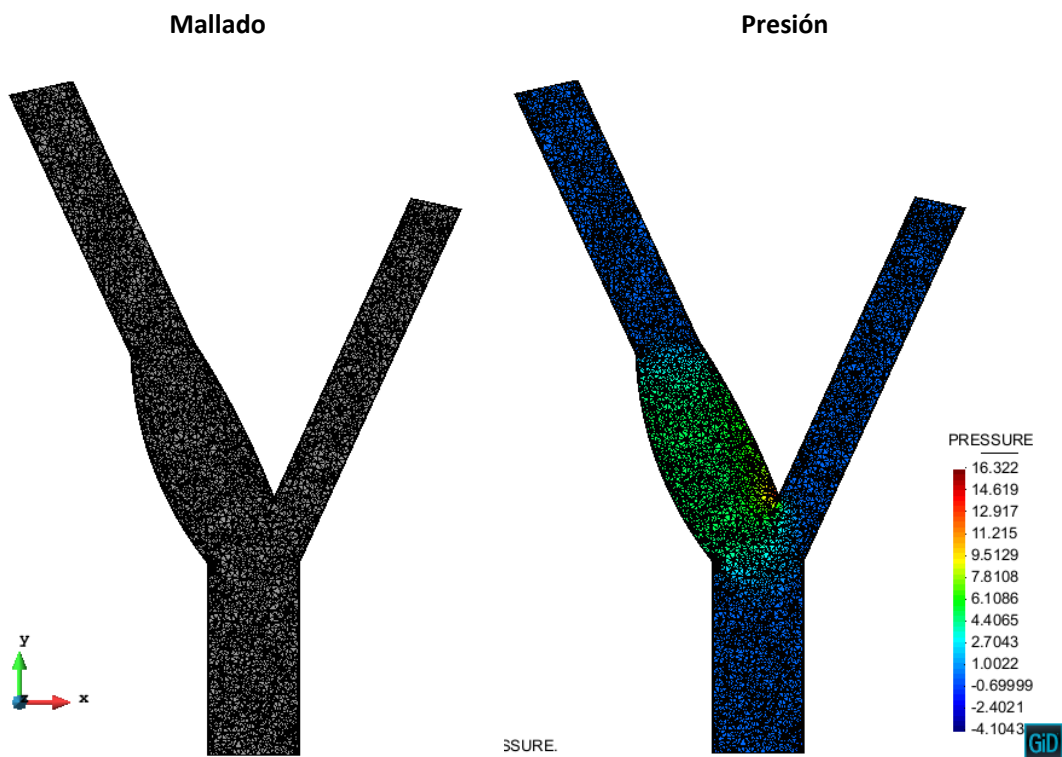
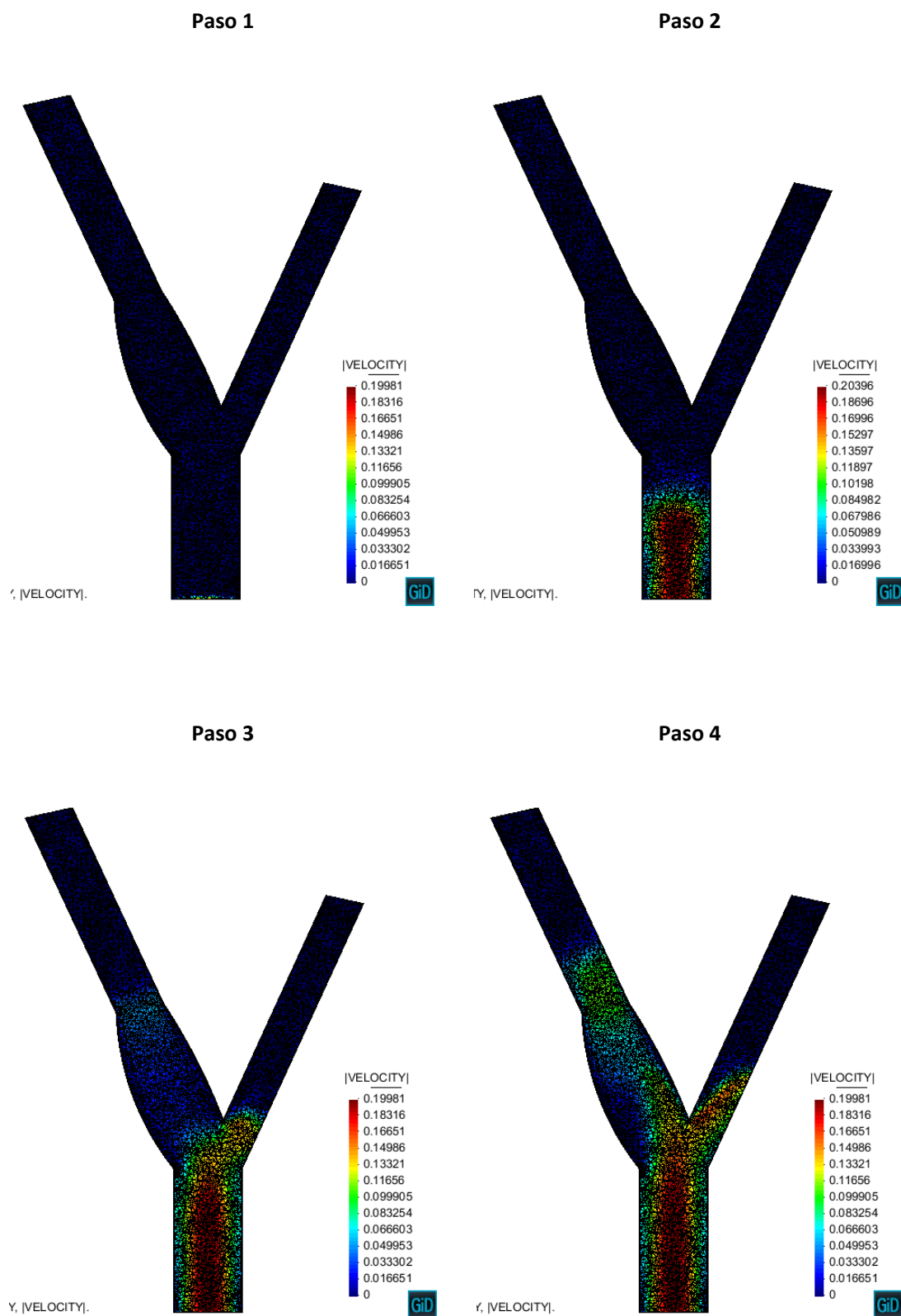
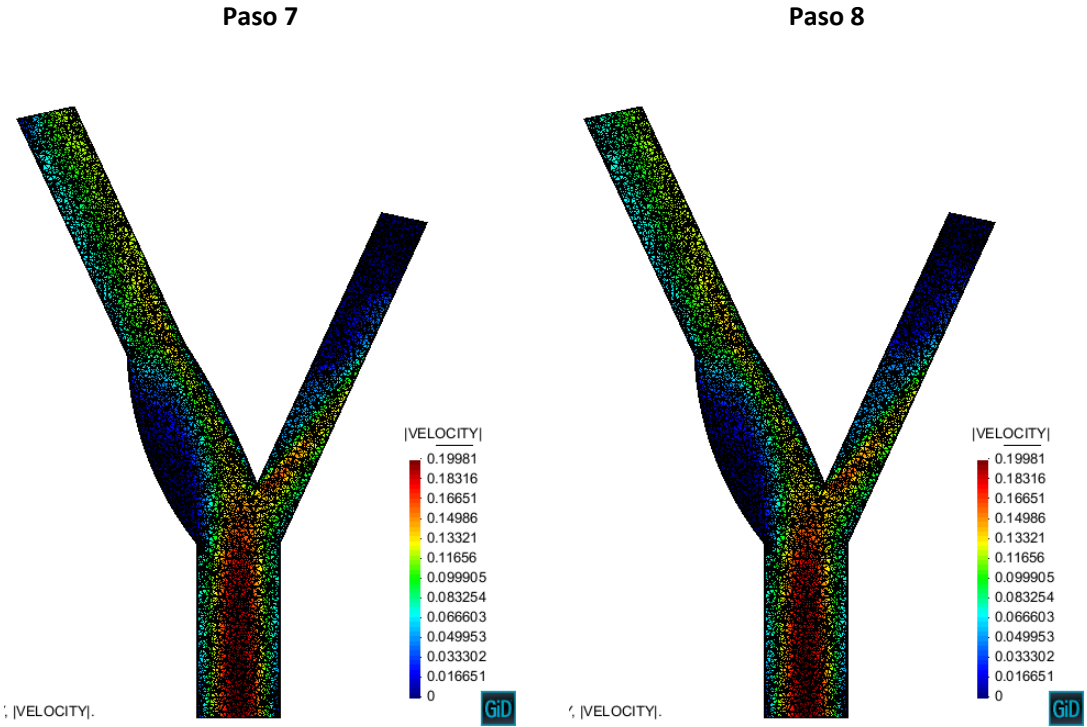
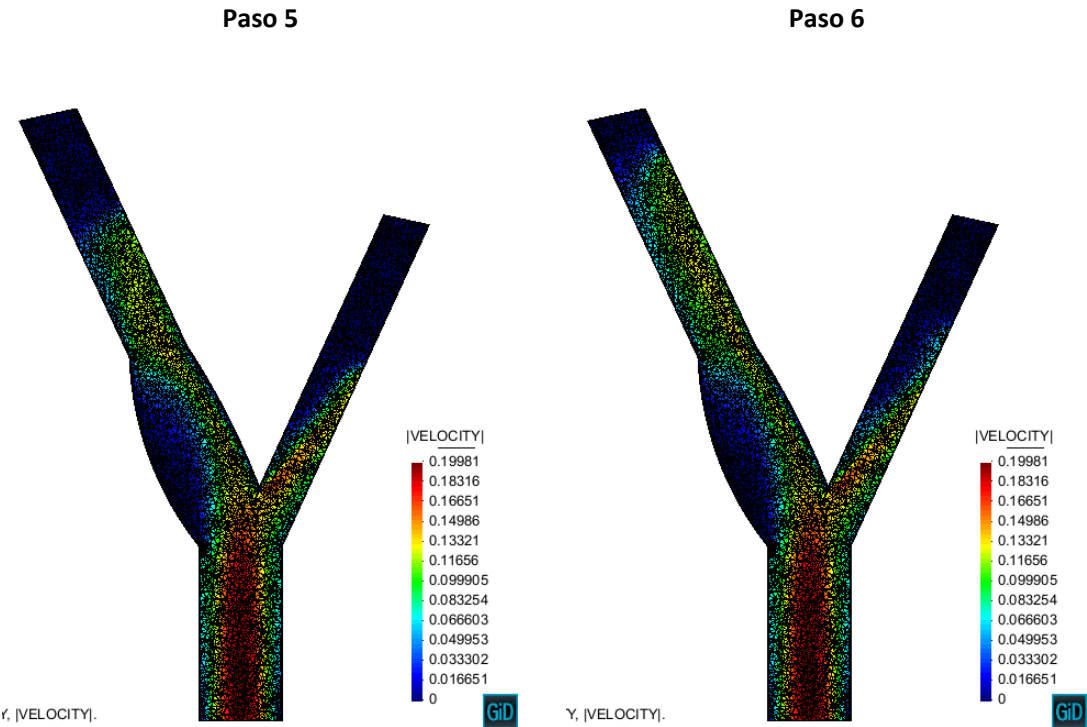


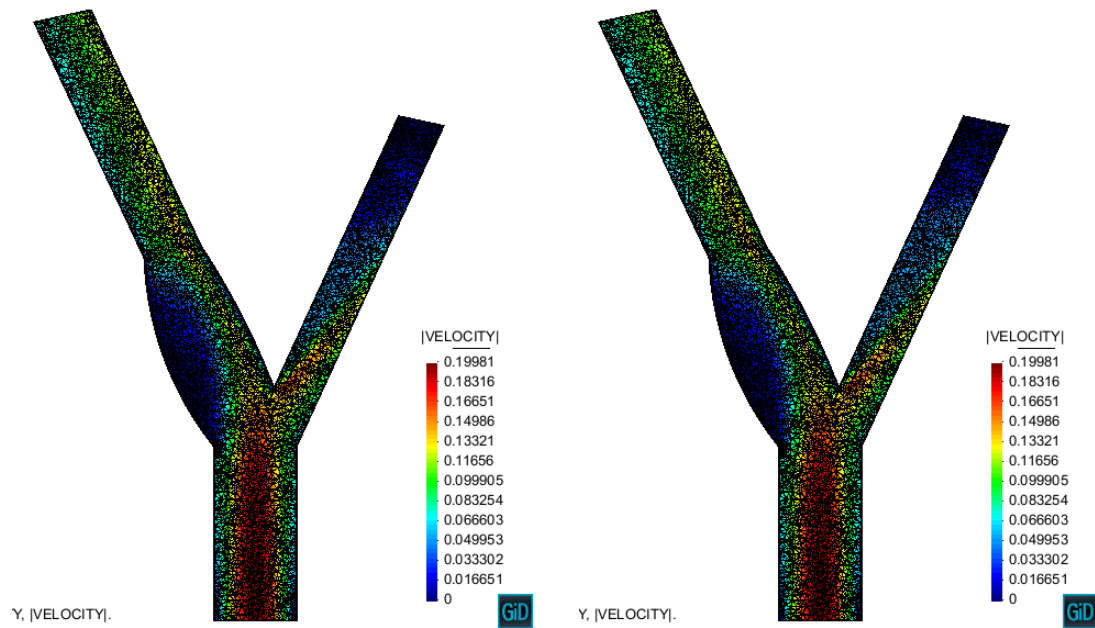
ILUSTRACIÓN 53: MALLA 1: MALLADO Y PRESIÓN DEL MODELO DE LA CARÓTIDA

Evolución de las áreas coloreadas de velocidad absoluta:





Paso 10



VECTORES VELOCIDAD ABSOLUTA (Paso 11)

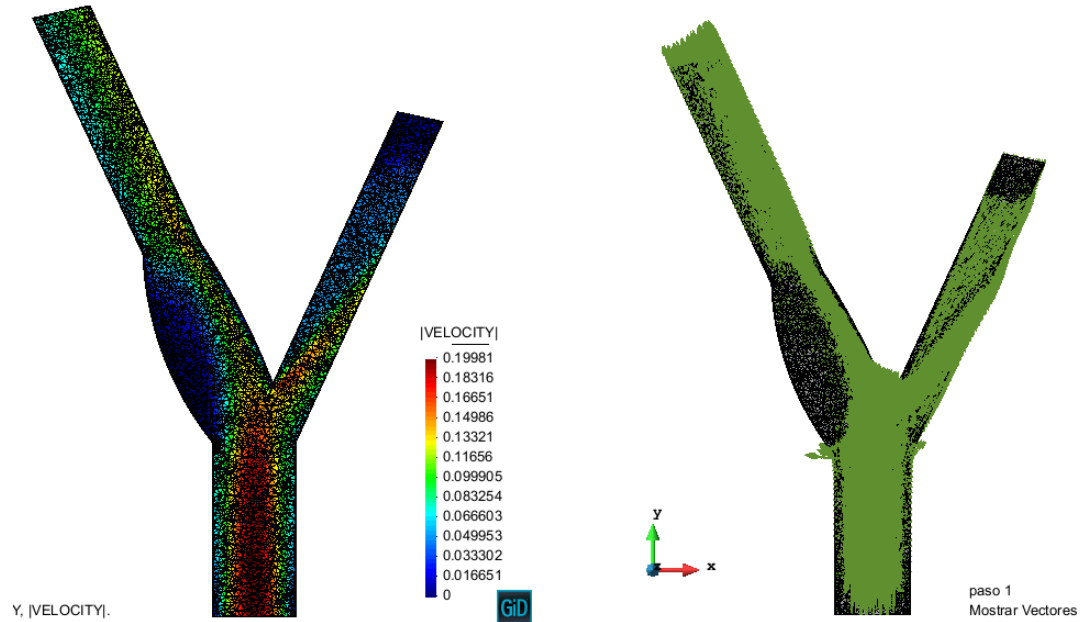


ILUSTRACIÓN 54: MALLA 1: EVOLUCIÓN DE LA VELOCIDAD ABSOLUTA DEL FLUJO EN LA CARÓTIDA

7.2.2 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos

A continuación, se muestran los resultados de los indicadores comentados (ver apartado 3.3.2) para la mejor malla, la malla 1. Para este modelo es importante destacar que hemos priorizado estudiar la zona del saco, la cual corresponde a un posible aneurisma.

ARCHIVO GID UTILIZADO: CarotidBifurcation_5_Malla1.gid

WSS

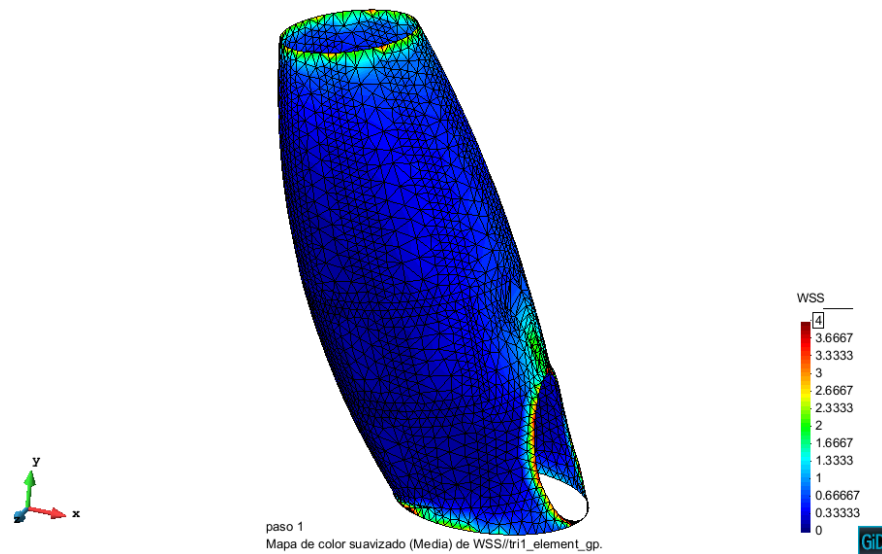


ILUSTRACIÓN 55: WSS EN LA ZONA DEL ANEURISMA DE LA CARÓTIDA

TWSS

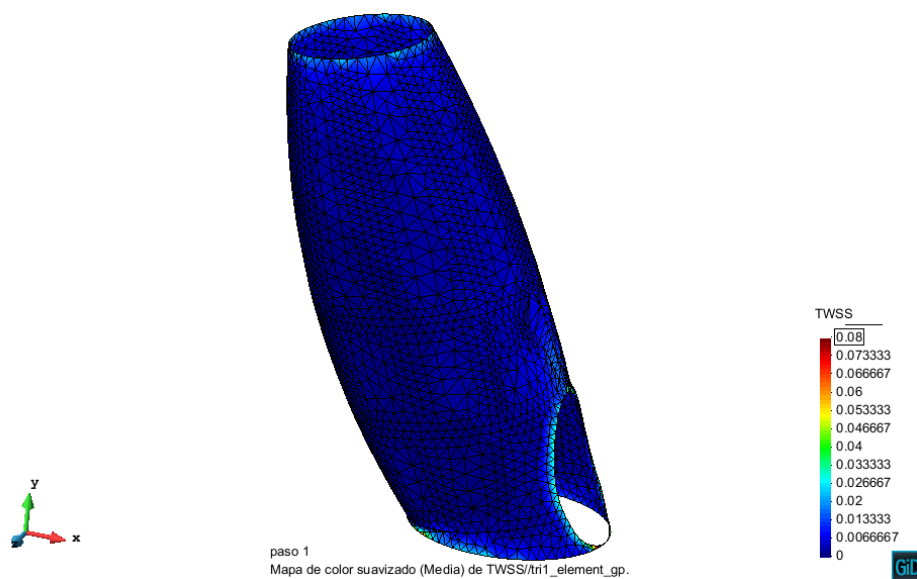


ILUSTRACIÓN 56: TWSS EN LA ZONA DEL ANEURISMA DE LA CARÓTIDA

OSI

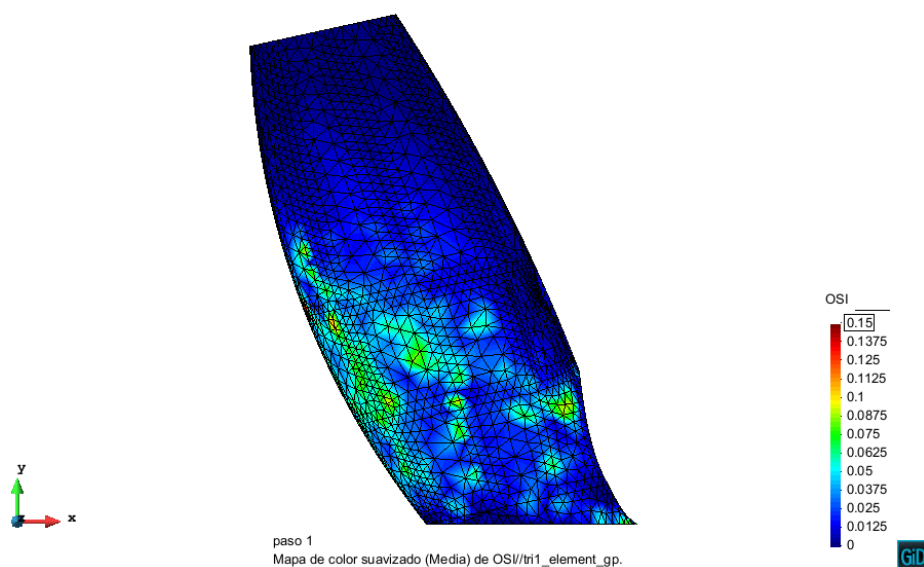


ILUSTRACIÓN 57: OSI EN LA ZONA DEL ANEURISMA DE LA CARÓTIDA

En la ilustración 57, la zona del “saco” simula un aneurisma (ver apartado 3.3.3.3). El indicador OSI (ver apartado 3.3.2) toma valores más elevados en esta zona, ya que la geometría bombeada generada por esta patología implica la generación de recirculaciones del flujo sanguíneo. Este hecho puede provocar una situación más peligrosa en referencia al sistema cardiovascular.

RRT

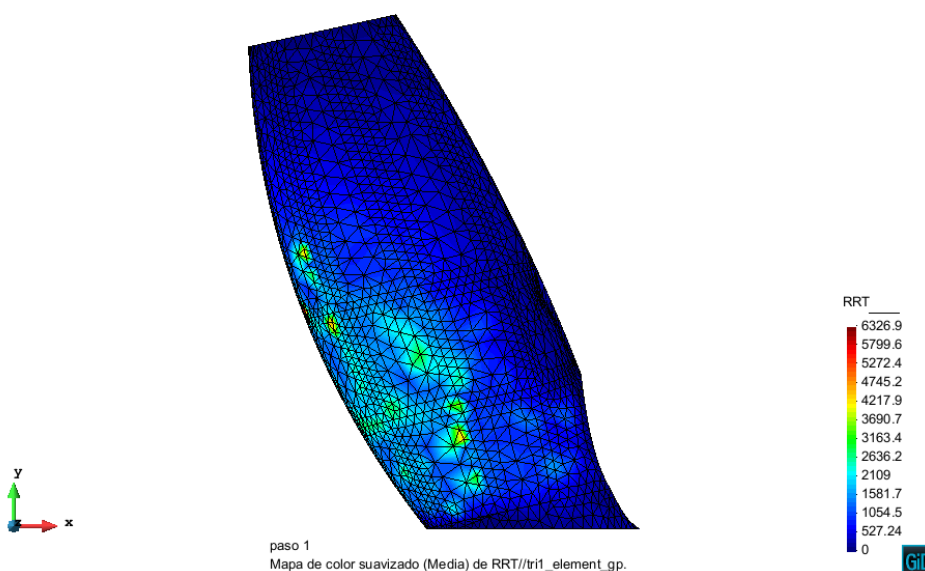


ILUSTRACIÓN 58: RRT EN LA ZONA DEL ANEURISMA DE LA CARÓTIDA

ECAP

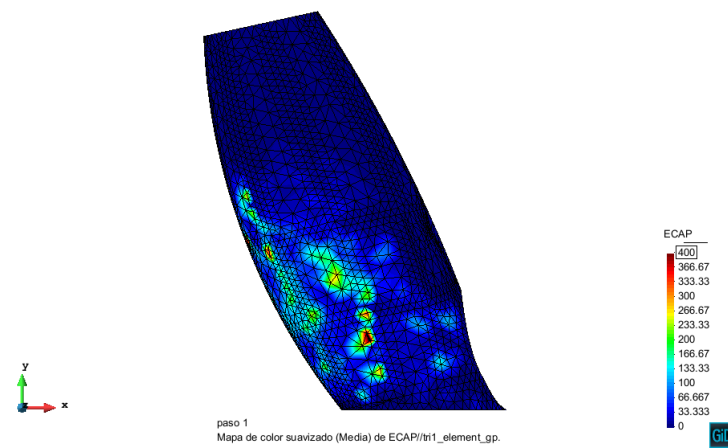


ILUSTRACIÓN 59: ECAP EN LA ZONA DEL ANEURISMA DE LA CARÓTIDA

8. Arteria coronaria idealizada

Esta investigación consiste en la simulación de la circulación de un flujo sanguíneo constante a través de un modelo en tres dimensiones creado en GID. Este modelo idealizado simula una arteria coronaria con estenosis.

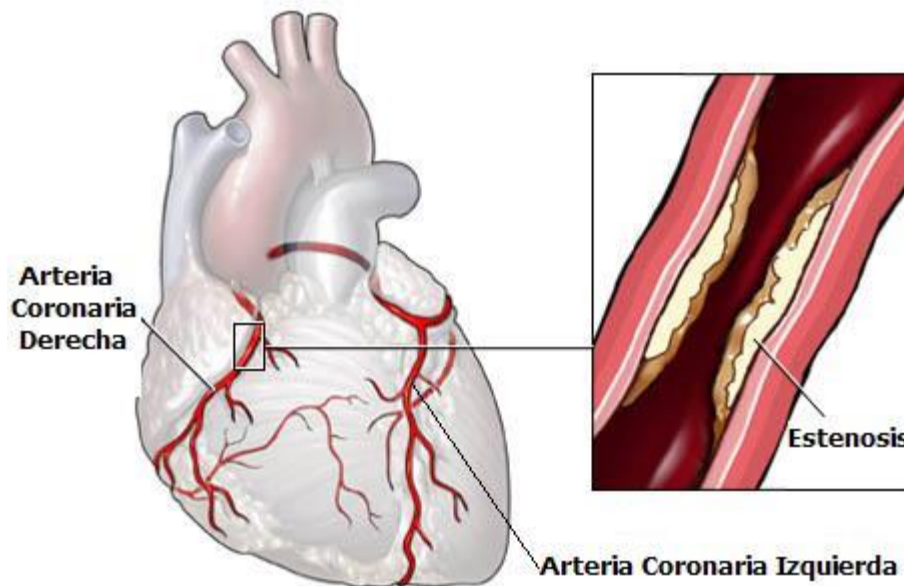


ILUSTRACIÓN 60: ARTERIA CORONARIA

8.1 Geometría del Modelo, Malla y datos

8.1.1 Geometría y mallado

La geometría del modelo en 3D se construye en el propio software GID. El estudio de la simulación y la obtención de resultados se realiza mediante KRATOS. En el postproceso de KRATOS se obtendrán los resultados.

Para iniciar la construcción, se definen una serie de puntos que nos determinarán la geometría previa. En este caso, se croquiza el perfil del cilindro con la parte curva que simula la reducción del conducto. Seguidamente, se revoluciona dicho perfil entorno a un eje generando la extrusión de superficies con el objeto de formar el modelo en su forma cilíndrica. Finalmente, seleccionando las superficies se genera el volumen.

Referente a la reducción del diámetro, se parte de un diámetro de referencia de 3,5 mm y se cuenta con una estenosis de reducción del diámetro del 60%.

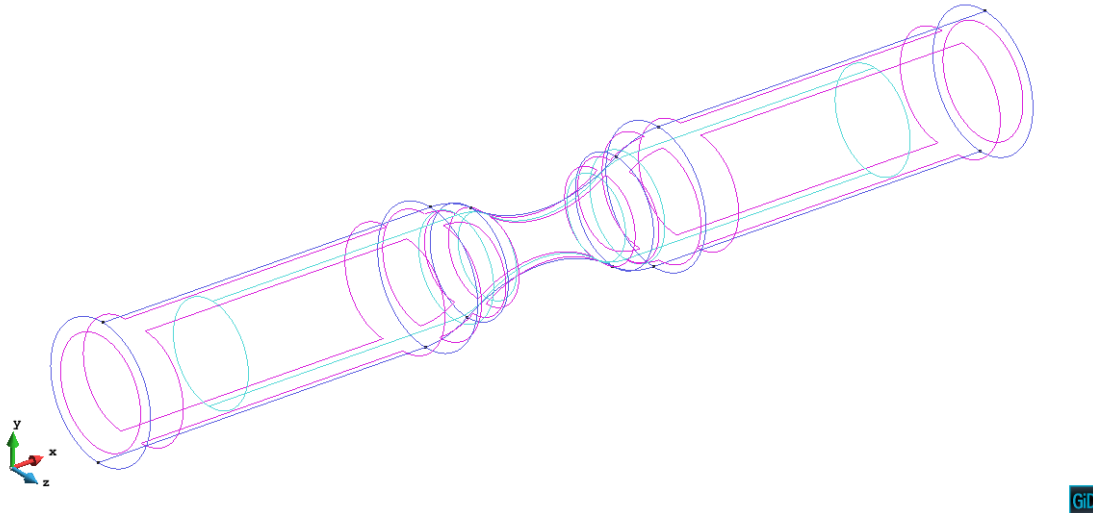


ILUSTRACIÓN 61: GEOMETRÍA DE LA ARTERIA CORONARIA

Parte cilíndrica normal sin contar la reducción de diámetro:

Longitud: 0,025 m (en eje x)

Radio: 0,00175 m

Punto de máxima reducción en la parte cilíndrica central:

Radio: 0.0007 m

En el modelo es importante destacar que el punto origen se encuentra justo en el centro de la superficie redonda del extremo izquierdo.

Para obtener resultados más correctos, se generarán mallas con elementos de diferentes tamaños. Además, se generarán capas límite para tratar de obtener resultados más precisos en las zonas de las paredes de los modelos.

Para la Malla 0:

Tamaño elementos: 0.00075

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
2112	20908	4079

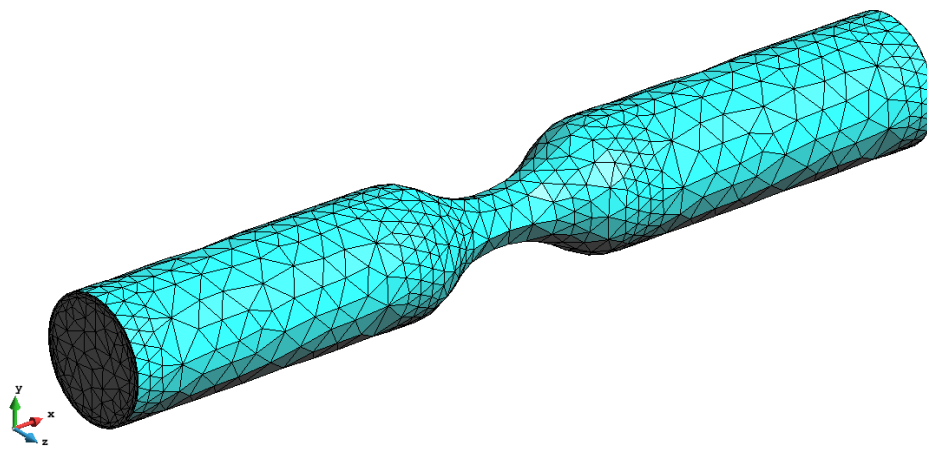


ILUSTRACIÓN 62: MALLA 0 DE LA ARTERIA CORONARIA

Referente a la capa límite, se generan 3 capas con una altura de 0.00005 m.

Para los siguientes mallados se realizan los mismos pasos. A continuación, se agrupan dichos procesos en las siguientes tablas.

Para la Malla 1:

Tamaño elementos: 0.0005

Malla generada:

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
4096	44219	8512

Para la Malla 2:

Tamaño elementos: 0.00025

Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos
13686	196962	36779

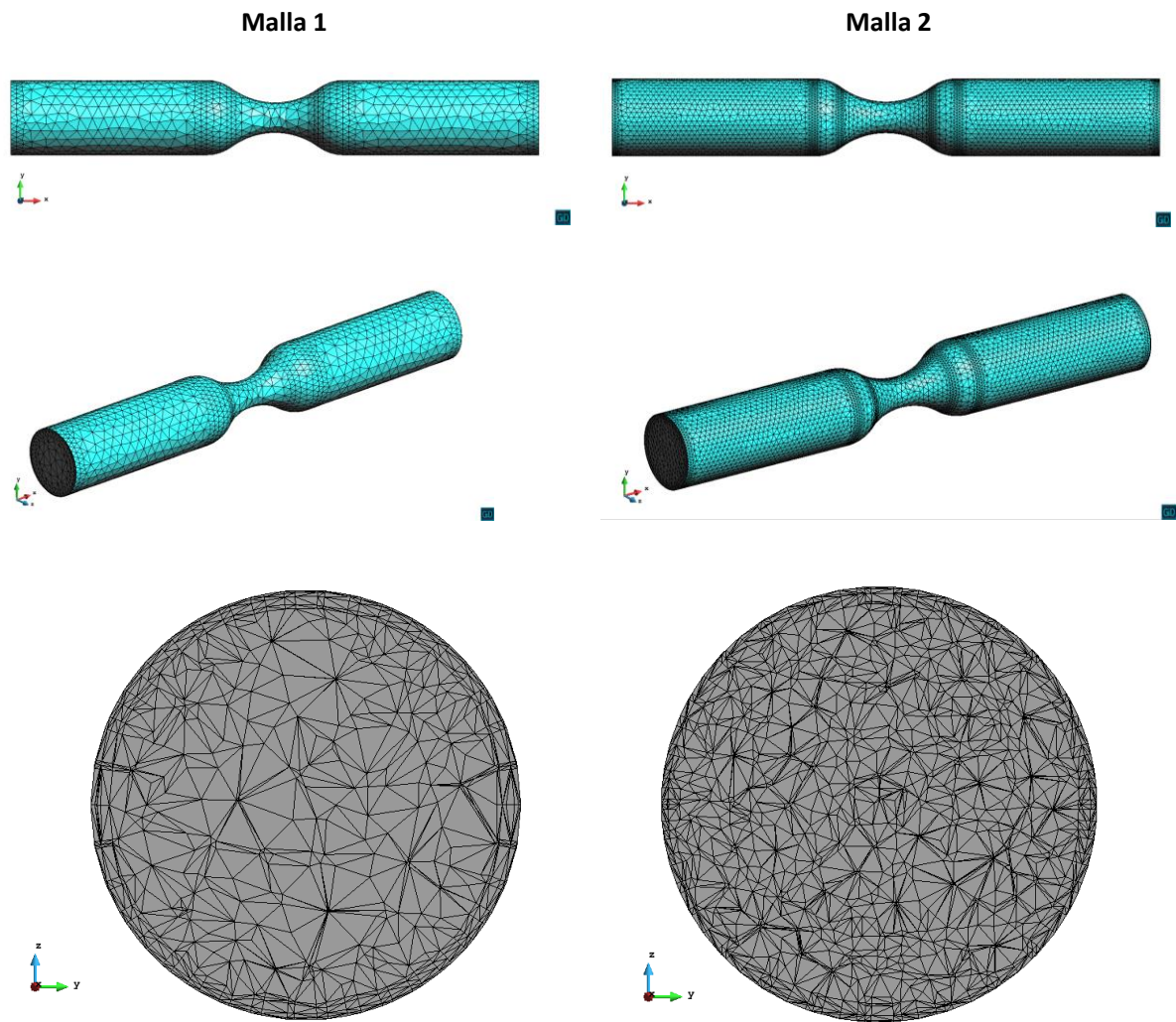


ILUSTRACIÓN 63: MALLA 1 Y MALLA 2 DE LA ARTERIA CORONARIA

8.1.2 Datos

Modelo del flujo sanguíneo

Las características del flujo sanguíneo en este estudio corresponderían a las mismas que en el estudio de la aorta como arteria larga y recta (ver apartado 5.1.2).

Condiciones iniciales de contorno

Perfil de velocidad

En este estudio el fluido tomará un perfil de velocidades inicial que consta de la ecuación de un paraboloide en toda la sección, con el fin de conseguir un flujo completamente desarrollado que proporcione resultados más correctos. En la siguiente ecuación del paraboloide el valor 0.2 m/s escogido para esta simulación corresponde a la velocidad pico de dicha figura. Esta velocidad máxima se puede variar en función de las necesidades de cada estudio.

$$Velocidad_x(z, y) = V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 - \frac{z^2 + y^2}{R^2}\right)$$

$V_{m\acute{a}x} = 0.2 \text{ m/s}$. $R = 0.00175 \text{ m}$

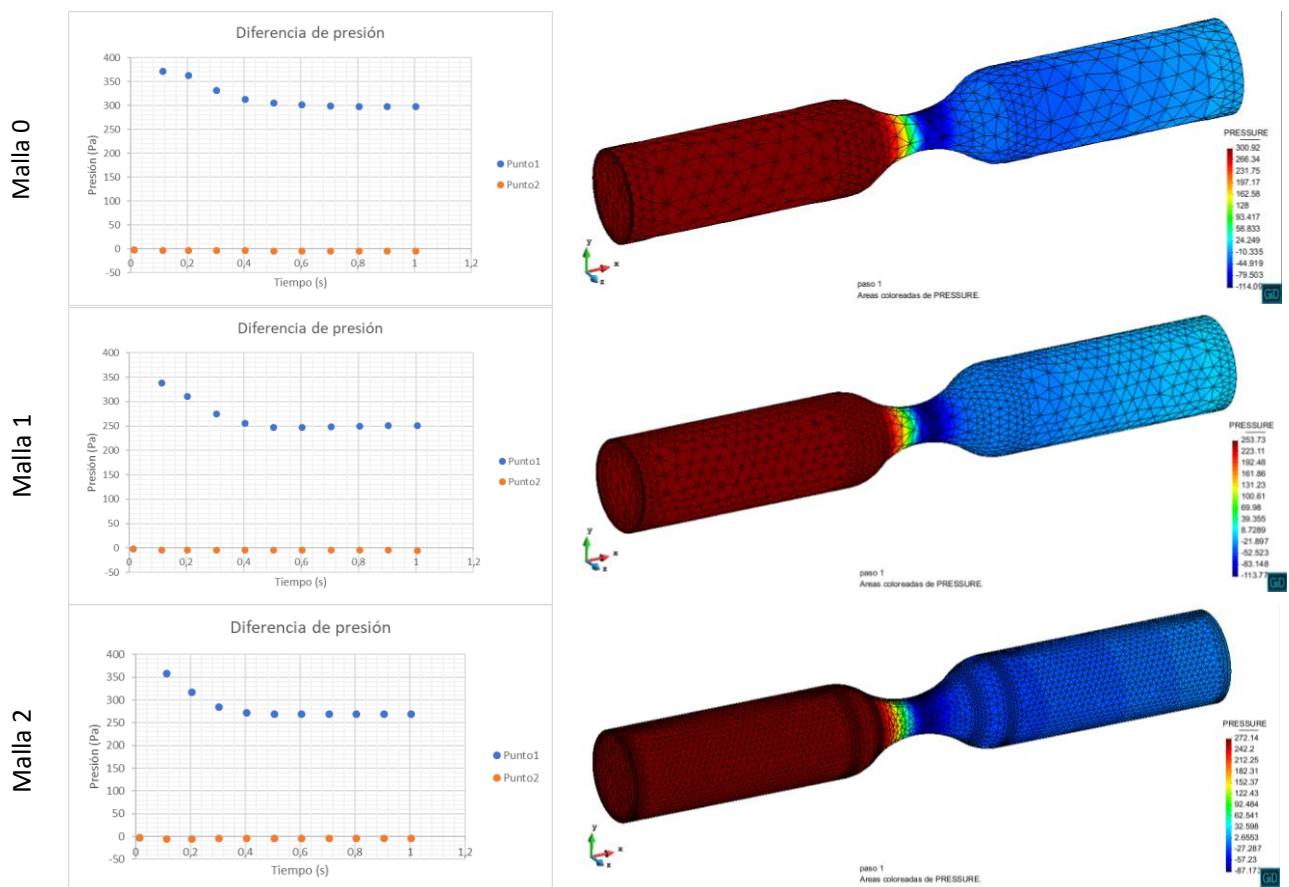
8.2 Resultados

El primer paso para obtener los resultados es realizar el cálculo mediante el ejecutable de KRATOS. Este proceso conlleva una serie de cálculos internos mediante elementos finitos en el interior del software KRATOS. Esta operación puede tardar más o menos tiempo en función de la potencia de cálculo de la máquina donde se ejecuta el cálculo y en función del mallado previo. Cabe destacar que, a mayor número de elementos, y por ello un mallado con elementos más pequeños, se requiere más tiempo de cálculo.

8.2.1 Lectura de la diferencia de presión en la arteria

En el momento de dibujar la gráfica en KRATOS se seleccionan los puntos centrales de las dos secciones de los extremos de la arteria, los cuales nos determinan el valor de la diferencia de presión.

De las gráficas, se extraen los valores de presión. Como se puede comprobar en estas, la función se estabiliza y converge de manera definitiva y segura en el momento de tiempo igual a 1.0 segundos.



Punto1 = Punto central de la sección inlet
Punto2 = Punto central de la sección outlet

8.2.2 Perfil de velocidades de KRATOS en diferentes secciones

Para este postproceso, se realizan cinco cortes mediante planos verticales a diferentes valores de distancia en metros en el eje x. Los cortes son a 0.009, 0.011, 0.0125, 0.014 y 0.016 m.

Para la Malla 0:

Se inicia la generación de planos. Mediante la opción “Geometría>Cortes a set” se marca la intersección entre dichos planos. Mediante la opción de graficar según variación de línea, se muestra la velocidad absoluta en cada sección.

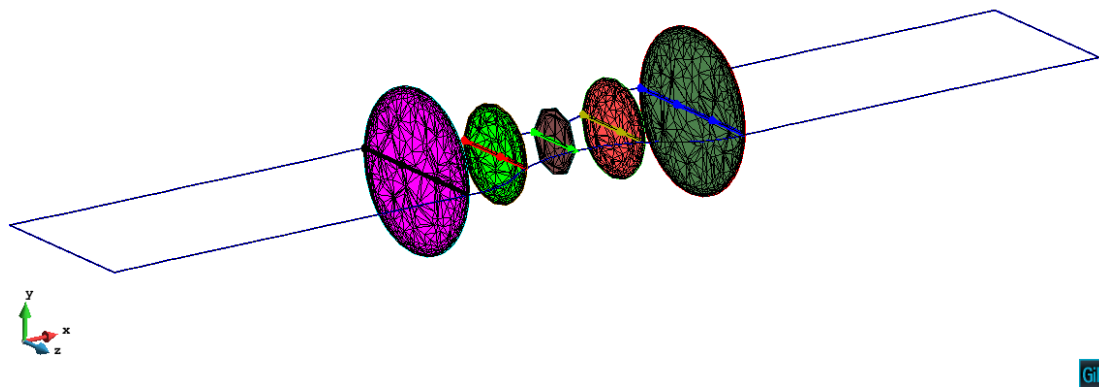


ILUSTRACIÓN 65: SECCIONES DE LOS PERFILES DE VELOCIDAD HORIZONTAL DE LA ARTERIA CORONARIA

Línea negra = Sección1
 Línea roja = Sección2
 Línea verde = Sección3
 Línea amarilla = Sección4
 Línea azul = Sección5

Las líneas rectas en color negro, rojo, verde, amarillo y azul representan el perfil horizontal de velocidad del fluido para las secciones de la arteria que corresponden a los diferentes valores de distancia en metros en el eje x, mencionados al inicio de esta sección.

Si representamos el perfil de velocidades en cada sección, se obtiene:

Sección1 , Sección5 ➡ TIENEN EL MISMO DIÁMETRO, $D = 0.0035 \text{ m}$
 Sección2, Sección 4 ➡ TIENEN EL MISMO DIÁMETRO, $D = 0.00207 \text{ m}$
 Sección3 ➡ $D = 0.0014 \text{ m}$

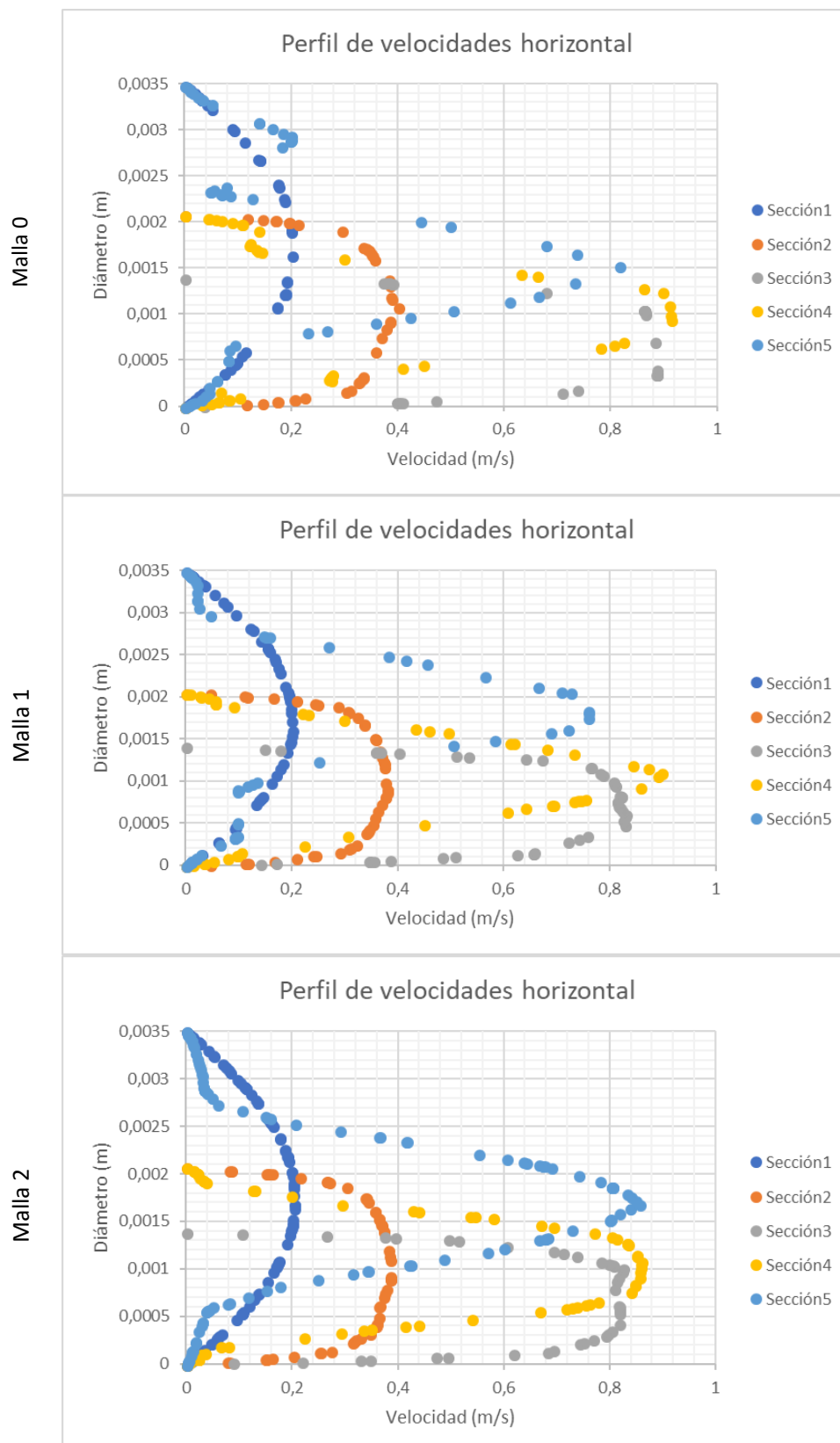


ILUSTRACIÓN 66: PERFIL DE VELOCIDADES HORIZONTAL DE LAS TRES MALLAS DE LA ARTERIA CORONARIA

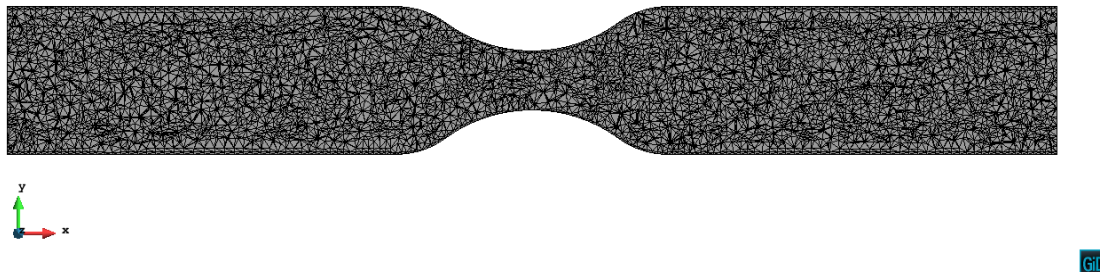
Realizando una comparación entre los perfiles de velocidad de las tres mallas, se verifica que la malla 2, la cual corresponde al mallado más denso, presenta unos perfiles con parábolas con una curva más limpia lo cual confirma que un mallado más fino nos proporciona resultados más exactos.

Por otro lado, en esta simulación se verifica que la reducción del diámetro en el tramo central del modelo implica un aumento en la velocidad del flujo sanguíneo debido a la ecuación de continuidad: conservación de la masa. El producto de la velocidad ideal del fluido por el área que atraviesa es constante en todos los puntos. Sin embargo, como bien contemplan las ecuaciones de Navier-Stokes, en una situación real existe fricción u oposiciones en el movimiento, tales como la viscosidad, que implica una pérdida de energía.

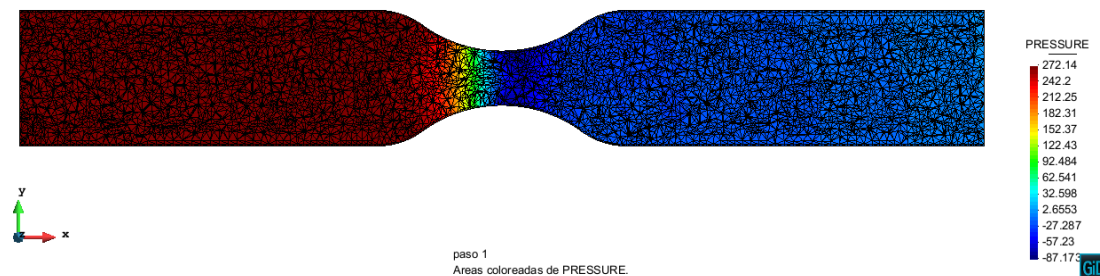
8.2.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado

A continuación, se muestran los resultados finales del flujo para la mejor malla, la malla 2. Los resultados de la malla 0 y malla 1 se pueden ver en el apéndice B.4.

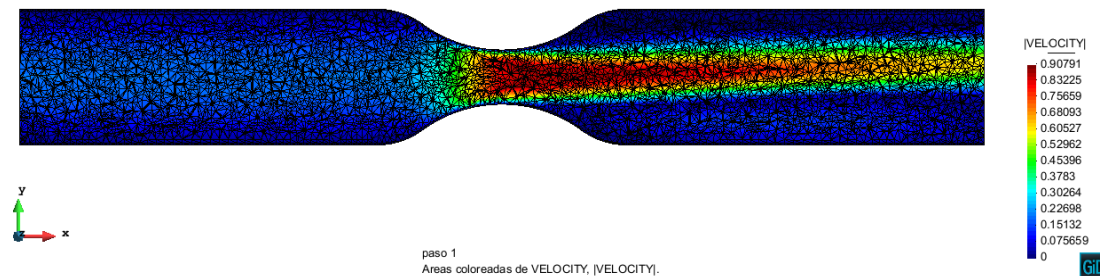
Mallado:



Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



Vectores:

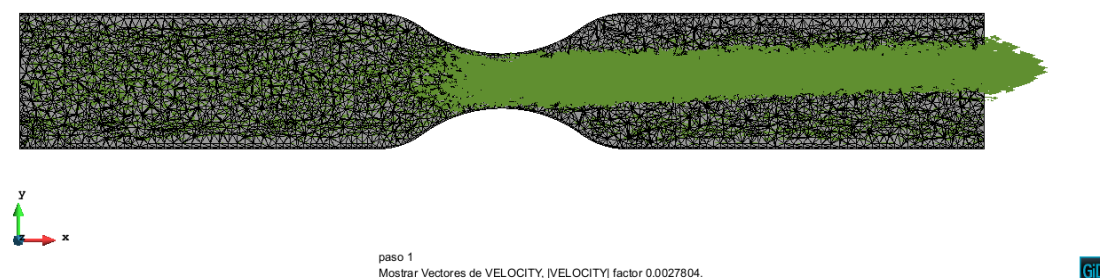


ILUSTRACIÓN 67: VISUALIZACIÓN DEL RECORRIDO DEL FLUJO ESTABILIZADO EN LA ARTERIA CORONARIA

8.2.4 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos

A continuación, se muestran los resultados de los indicadores comentados (ver apartado 3.3.2) para la mejor malla, la malla 2.

ARCHIVO GID UTILIZADO: CoronaryArtery_Malla2.gid

WSS

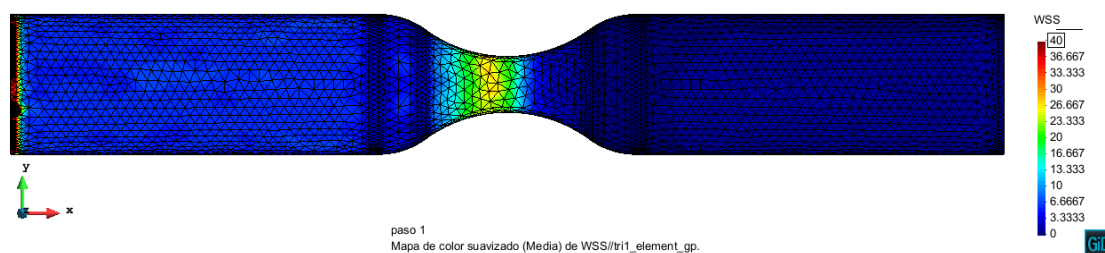


ILUSTRACIÓN 68: REACCIONES DE LA ARTERIA CORONARIA

TWSS

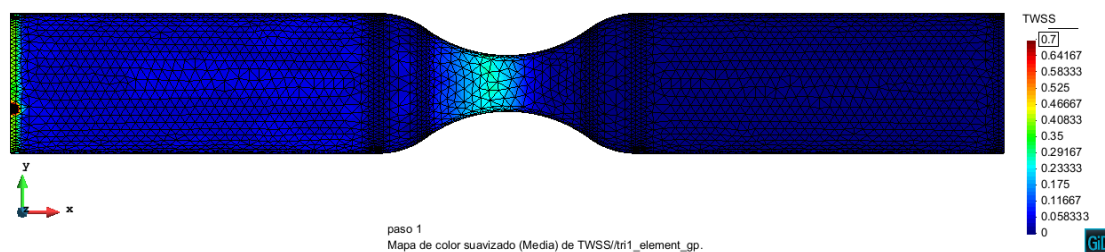


ILUSTRACIÓN 69: TWSS DE LA ARTERIA CORONARIA

OSI

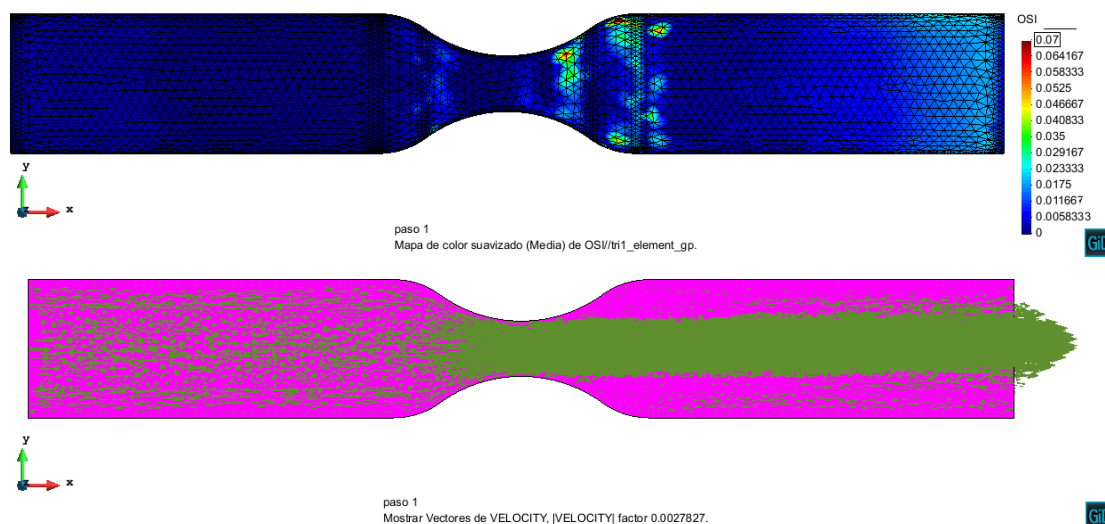


ILUSTRACIÓN 70: PLANO XY: OSI DE LA ARTERIA CORONARIA

Como se puede observar en la ilustración 70, los vectores de la velocidad absoluta salen bastante centrados (componente-Y de la velocidad cercana a 0). Por esta razón, el indicador OSI se reparte casi uniformemente con valores parecidos tanto en la parte superior como en la parte inferior del plano.

Por otro lado, observando la ilustración 71, la cual corresponde al plano XZ de la misma arteria, se visualiza de una manera más pronunciada la relación que existe entre la dirección que toman los vectores de la velocidad absoluta respecto al indicador OSI. En este caso, los vectores se inclinan con mayor pronunciación hacia la parte inferior de la arteria, lo cual provoca un aumento en el valor del indicador OSI en esa zona. Este hecho es debido al crecimiento de recirculaciones que sufre el flujo sanguíneo en dicha zona, a diferencia de la parte superior de la arteria, donde el fluido también recircula, pero con menor pronunciación.

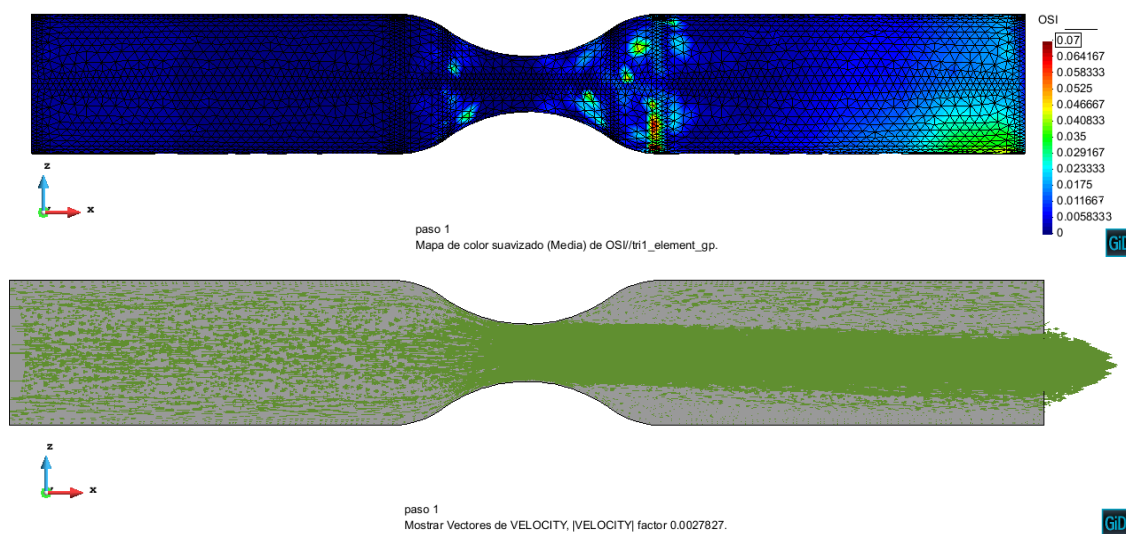


ILUSTRACIÓN 71: PLANO XZ: OSI DE LA ARTERIA CORONARIA

RRT

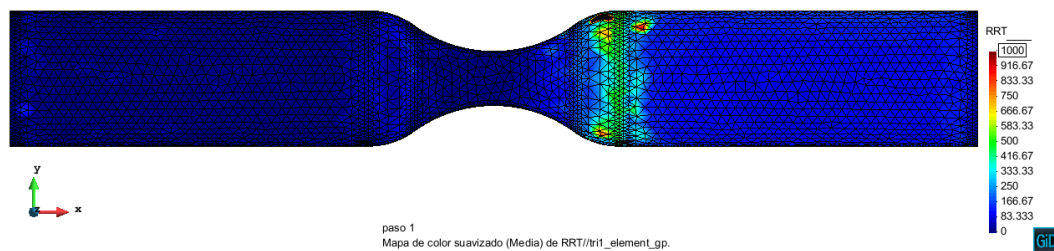


ILUSTRACIÓN 72: RRT DE LA ARTERIA CORONARIA

ECAP

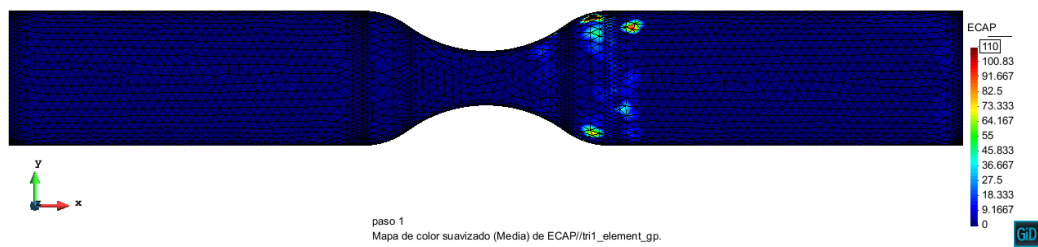


ILUSTRACIÓN 73: ECAP DE LA ARTERIA CORONARIA

9. Arterias coronarias con varios niveles de estenosis

Esta investigación consiste en la simulación de la circulación de un flujo sanguíneo constante a través de un modelo en tres dimensiones creado en GID. Este modelo idealizado se presenta en diferentes formas geométricas, propias de un proceso que podría corresponder a la evolución de una situación con estenosis.

A diferencia del caso ideal anterior, este modelo ha sido creado a través de un ejecutable que consiste en un proceso automatizado, el cual requiere la colocación de unas variables en una ecuación, para la posterior generación instantánea del modelo con la geometría solicitada. Para la generación de este interfaz nos hemos basado en el trabajo de Young et al [].

9.1 Geometría del Modelo, Malla y datos

9.1.1 Geometría y mallado

La geometría del modelo en 3D se construye en el propio software GID. El estudio de la simulación y la obtención de resultados se realiza mediante KRATOS. En el postproceso de KRATOS se obtendrán los resultados.

Para iniciar la construcción, se definen las variables solicitadas en el cuadro que se muestra a continuación.

Wizard x

Step 1: Geometry

Define geometrical data

Length:

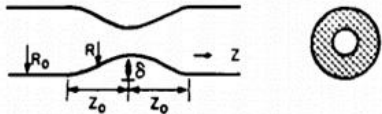
Radius:

Z0:

delta:

Divisions:

Draw Geometry



$$R = R_0 - \frac{\delta}{2} \left[1 + \cos \frac{\pi Z}{Z_0} \right] \quad -Z_0 \leq Z \leq Z_0$$

	R_0	δ	Z_0	% STENOSIS
M-1	9.53	3.18	38.1	55
M-2	9.53	6.36	38.1	90
M-3	9.53	6.36	19.1	90
M-4	9.53	7.95	38.1	97

< Back
Next >
Finish
Cancel

ILUSTRACIÓN 74: APLICACIÓN. CUADRO PARA DEFINIR LOS DATOS GEOMÉTRICOS

Este cuadro forma parte de la ejecución de una pequeña aplicación diseñada para obtener de forma automatizada modelos geométricos cilíndricos en 3D con reducciones de diámetro en su parte central. Es importante destacar que esta aplicación es un prototipo. El lenguaje de programación utilizado para el desarrollo de este prototipo ha sido el Tcl/Tk. Inicialmente se registraron las operaciones de cálculo en un Excel, y posteriormente se programaron con ayuda del equipo de GID.

Como bien se ha comentado anteriormente estas reducciones podrían simular diversas etapas de una estenosis en un tramo de arteria, por lo que es interesante estudiar de manera idealizada el comportamiento de un fluido, como podría ser la sangre, mientras circula por dicha posible arteria.


Los parámetros solicitados son la longitud del tramo de la arteria, el radio, la distancia de curvatura, el delta y las divisiones. El funcionamiento básico de la aplicación se basa en generar puntos, líneas, superficies y volúmenes instantáneamente una vez la aplicación resuelve la ecuación mostrada en el cuadro, la cual depende de los parámetros comentados.

Para este estudio es interesante ver los resultados en base a la reducción del diámetro. Por esta razón, se mantendrá una misma geometría general con variación de la variable delta. Por lo tanto, se estudiarán cuatro modelos con valores de delta de 0, 3, 5 y 7 respectivamente.

La parte cilíndrica normal sin la reducción de diámetro tiene una longitud de 0.16 m (en eje x) y un radio de 0.00953 m. Es importante destacar que el punto origen se encuentra justo en el centro de volumen.

Para obtener resultados más correctos, para los cuatro modelos se generará directamente una malla con elementos de tamaño menor. Además, se generarán capas límite para tratar de obtener resultados más precisos en las zonas de las paredes de los modelos.

Malla	Capa límite
Tamaño elementos: 0.001	Altura: 0.00005 m Núm. capas: 3

Delta	Num. Elementos Triangle	Num. Elementos Tetrahedra	Num. nodos	Modelo mallado
0	28662	713529	127493	


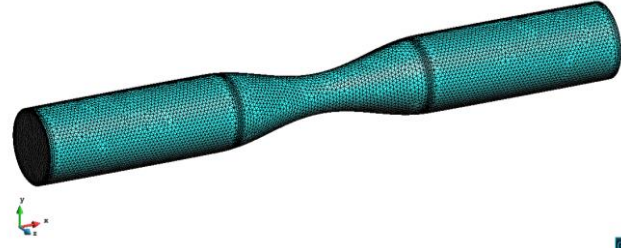
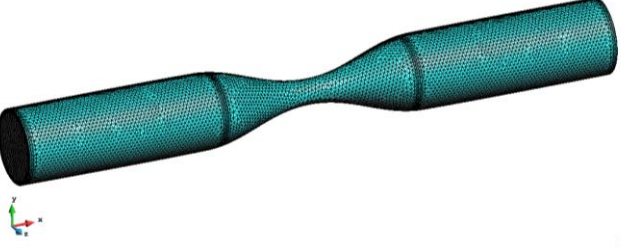
3	30584	697799	125208	
5	29324	661381	118805	
7	28780	638918	114874	

ILUSTRACIÓN 75: CONJUNTO DE MODELOS (DELTA 0, 3, 5 Y 7) CON SUS RESPECTIVAS MALLAS

9.1.2 Datos

Modelo del flujo sanguíneo

Las características del flujo sanguíneo en este estudio corresponderían a las mismas que en el estudio de la aorta como arteria larga y recta (ver apartado 5.1.2).

Condiciones iniciales de contorno

Perfil de velocidad

En este estudio el fluido tomará un perfil de velocidades inicial que consta de la ecuación de un paraboloide en toda la sección, con el fin de conseguir un flujo completamente desarrollado que proporcione resultados más correctos. En la siguiente ecuación del paraboloide el valor 0.2 m/s escogido para esta simulación corresponde a la velocidad pico de dicha figura. Esta velocidad máxima se puede variar en función de las necesidades de cada estudio.

$$Velocidad_x(z, y) = V_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 - \frac{z^2 + y^2}{R^2}\right)$$

$V_{m\acute{a}x} = 0.2 \text{ m/s}$. $R = 0.00953 \text{ m}$

Como bien se ha comentado en el apartado 9.1.1, al tratarse de una aplicación prototipo se ha detectado un pequeño error en la generación del modelo geométrico. En lugar de generar el valor de radio que se solicita, la aplicación proporciona un modelo con un radio un poco mayor. Este hecho no afecta a la simulación porque el perfil de velocidades se desarrolla rápidamente a medida que el flujo avanza.

Esta información se puede comprobar, por ejemplo, en el momento inicial de la simulación del modelo de delta 5:

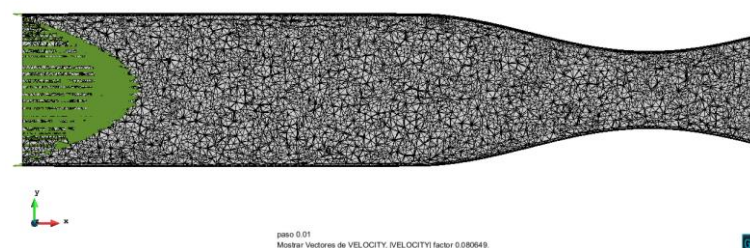


ILUSTRACIÓN 76: PERFIL DE VELOCIDADES INICIAL ARTERIA CORONARIA CON DELTA 0

9.2 Resultados

El primer paso para obtener los resultados es realizar el cálculo mediante el ejecutable de KRATOS. Este proceso conlleva una serie de cálculos internos mediante elementos finitos en el interior del software KRATOS. Esta operación puede tardar más o menos tiempo en función de la potencia de cálculo de la máquina donde se ejecuta el cálculo y en función del mallado previo. Cabe destacar que, a mayor número de elementos, y por ello un mallado con elementos más pequeños, se requiere más tiempo de cálculo.

9.2.1 Lectura de la diferencia de presión en la arteria

En el momento de dibujar la gráfica en KRATOS se seleccionan los puntos centrales de las dos secciones de los extremos de la arteria, los cuales nos determinan el valor de la diferencia de presión.

De las gráficas, se extraen los valores de presión. Como se puede comprobar en estas, la función se estabiliza y converge de manera aproximada en el momento de tiempo igual a 1.0 segundos.

Punto1 = Punto central de la sección inlet
Punto2 = Punto central de la sección outlet

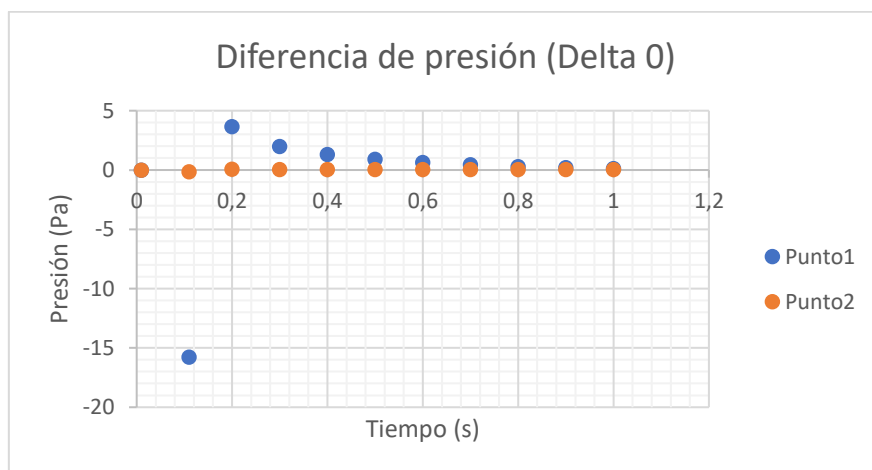


ILUSTRACIÓN 77: LECTURA DE LA DIFERENCIA DE PRESIÓN DE LA ARTERIA CORONARIA CON DELTA 0

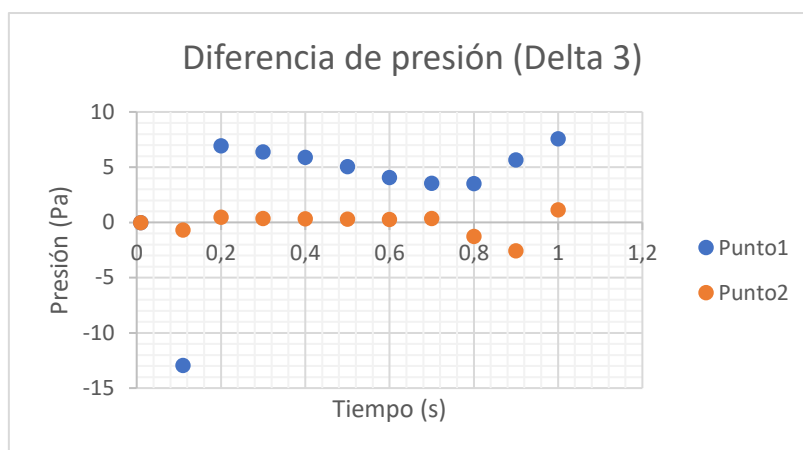


ILUSTRACIÓN 78: LECTURA DE LA DIFERENCIA DE PRESIÓN DE LA ARTERIA CORONARIA CON DELTA 3

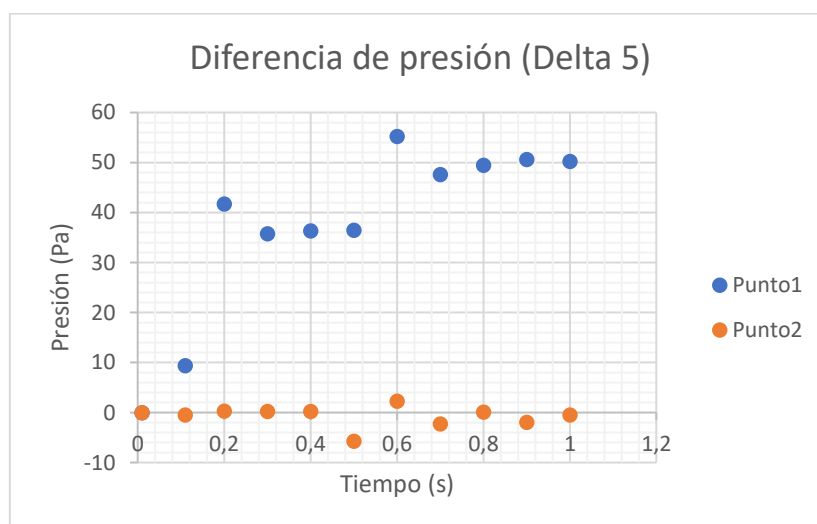


ILUSTRACIÓN 79: LECTURA DE LA DIFERENCIA DE PRESIÓN DE LA ARTERIA CORONARIA CON DELTA 5

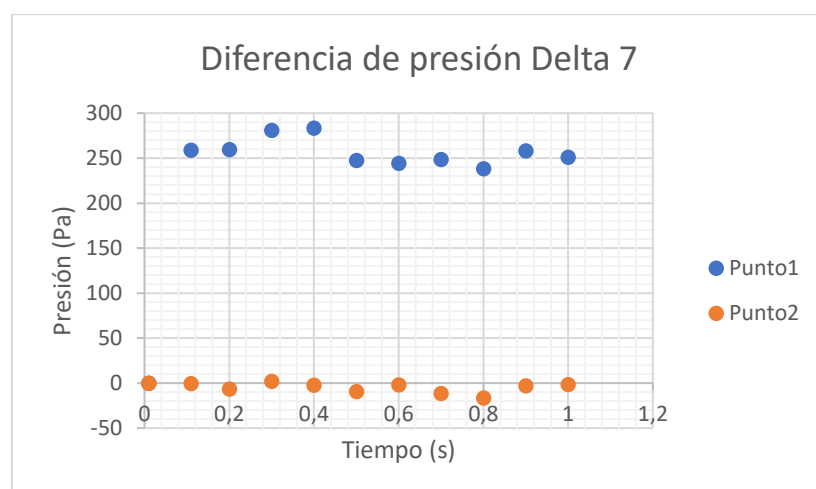


ILUSTRACIÓN 80: LECTURA DE LA DIFERENCIA DE PRESIÓN DE LA ARTERIA CORONARIA CON DELTA 7

Áreas coloreadas de la presión:

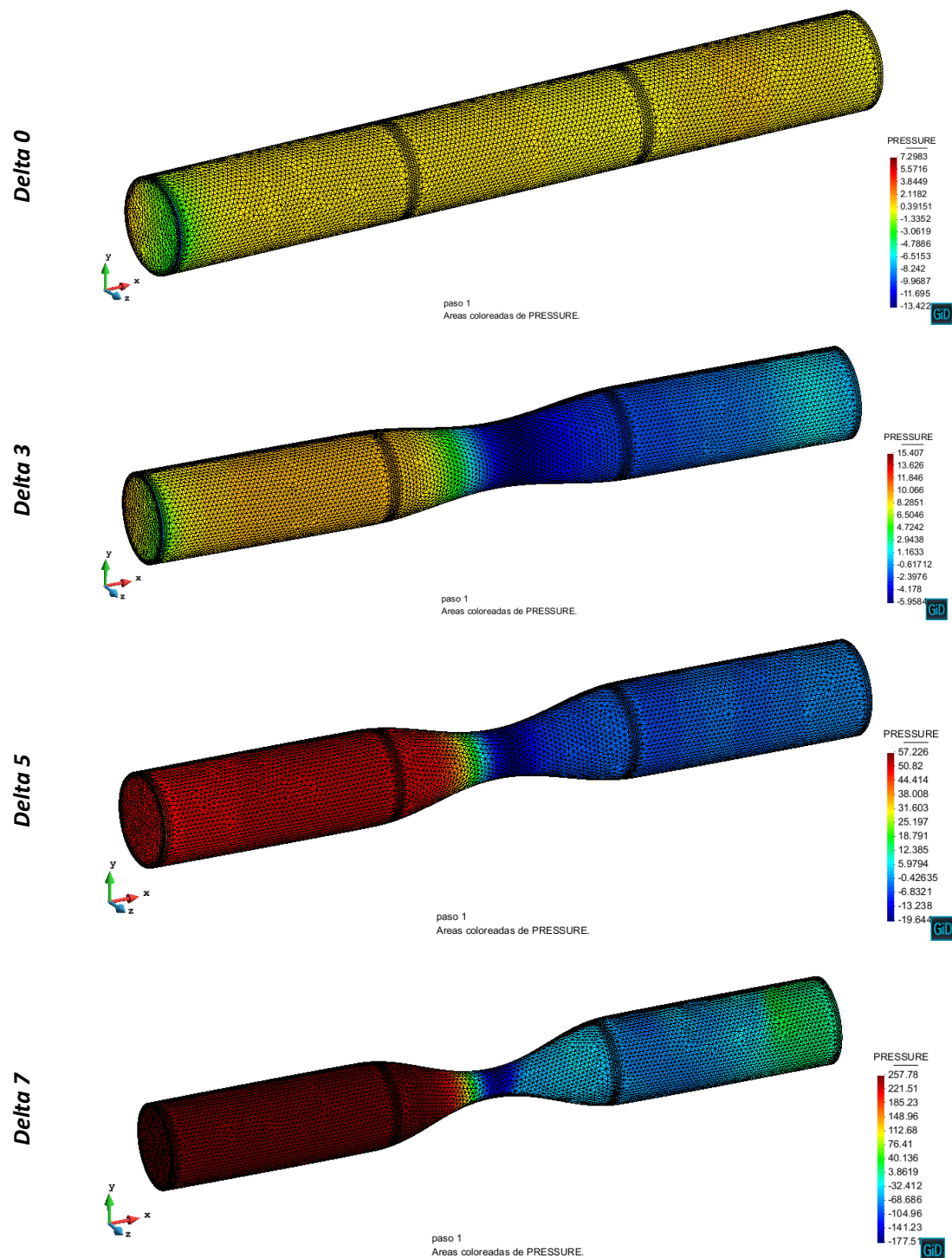


ILUSTRACIÓN 81: ÁREAS COLOREADAS DE LA PRESIÓN PARA DELTA 0, 3, 5 Y 7

Realizando una breve comparación de la diferencia de presión, se verifica que a mayor número delta, mayor valor de diferencia de presión. Es decir, a medida que aumenta la reducción de diámetro en los distintos modelos, se genera una situación de más presión en la arteria coronaria.

9.2.2 Perfil de velocidades vertical en las diferentes reducciones

Para este postproceso se realiza un corte plano vertical en el punto medio de la arteria para cada modelo, es decir a 0.08 m des del extremo izquierdo, para medir el perfil de velocidades en esa sección central.

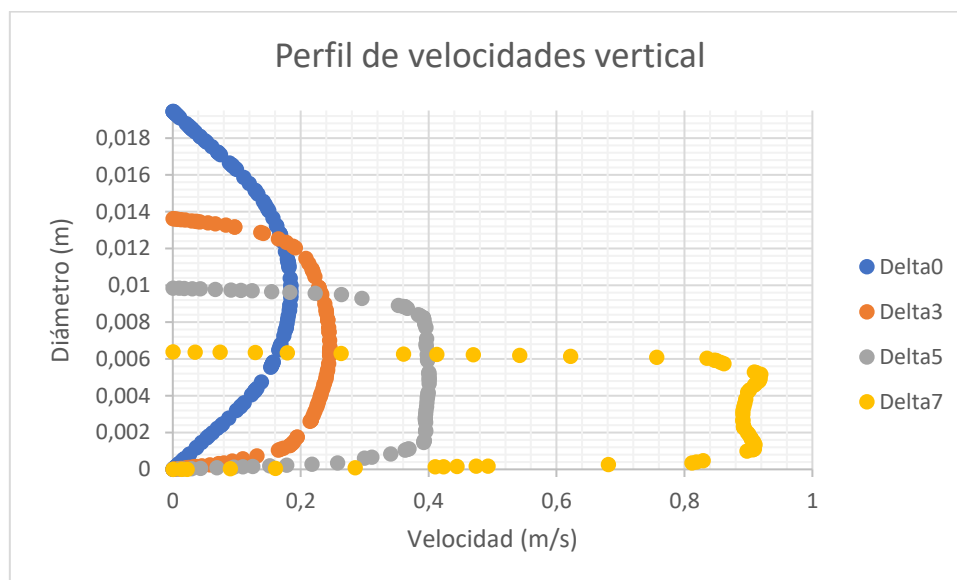


ILUSTRACIÓN 82: PERFILES DE VELOCIDAD DE LA SECCIÓN CENTRAL PARA LOS MODELOS CON DELTA 0, 3, 5 Y 7

Des del punto de vista del mallado, los cuatro modelos estudiados en este apartado se forman con una malla bastante densa, lo cual proporciona unos perfiles de velocidad muy claros.

Realizando un corte en el centro de la reducción de cada modelo, se compara el perfil de velocidad que resulta. Debido a que tenemos cuatro modelos, cada uno con un delta de reducción diferente, 0, 3, 5 y 7, se genera un perfil de velocidad mayor a medida que aumenta la reducción (delta mayor).

9.2.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado

A continuación, se muestran las áreas coloreadas de la simulación de la velocidad absoluta para los cuatro modelos, con delta 0, 3, 5 y 7 respectivamente. El resto de simulaciones con los resultados finales del flujo estabilizado y el conjunto de representaciones de los indicadores hemodinámicos se pueden ver en el apéndice B.5 de este trabajo.

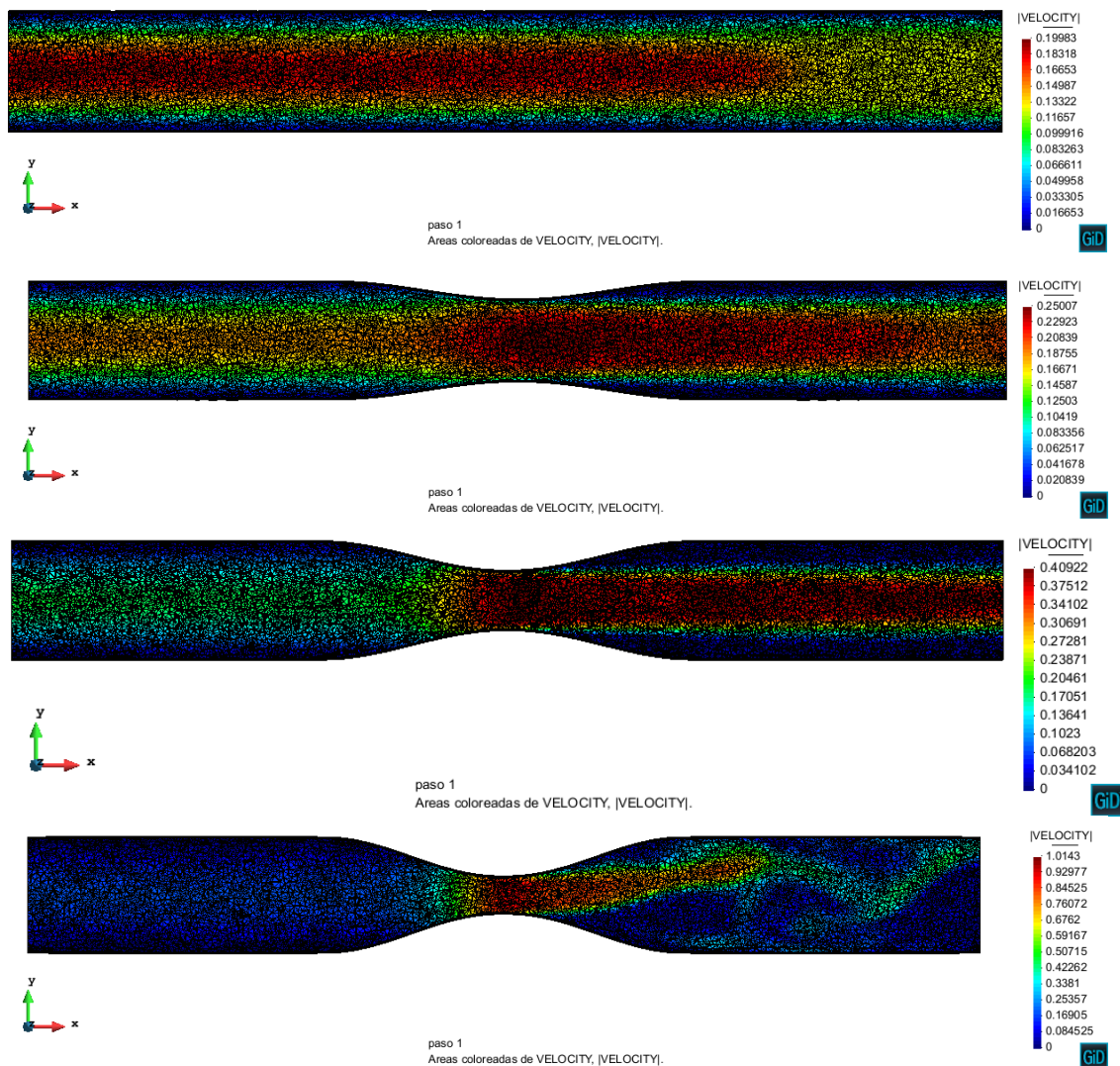


ILUSTRACIÓN 83: SIMULACIÓN DE LA VELOCIDAD ABSOLUTA PARA DELTA 0, DELTA 3, DELTA 5 Y DELTA 7

Concretamente para el modelo de delta 7 se verifica en la representación de la velocidad absoluta tanto en las áreas coloreadas como en los vectores (ver apéndice B.5), que se genera una situación de régimen turbulento debido a la reducción de diámetro y al aumento pronunciado de la velocidad en la parte central. Sin embargo, en este proyecto nos hemos centrado en régimen laminares. Por esta razón, para la simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos nos limitaremos a mostrar los resultados para delta 0, delta 3 y delta 5.

9.2.4 Simulación de los nuevos indicadores hemodinámicos

A modo de ejemplo, seguidamente se representa el indicador WSS para delta 0, delta 3 y delta 5. El resto de los indicadores se agrupan en el apéndice B.5 de este trabajo.

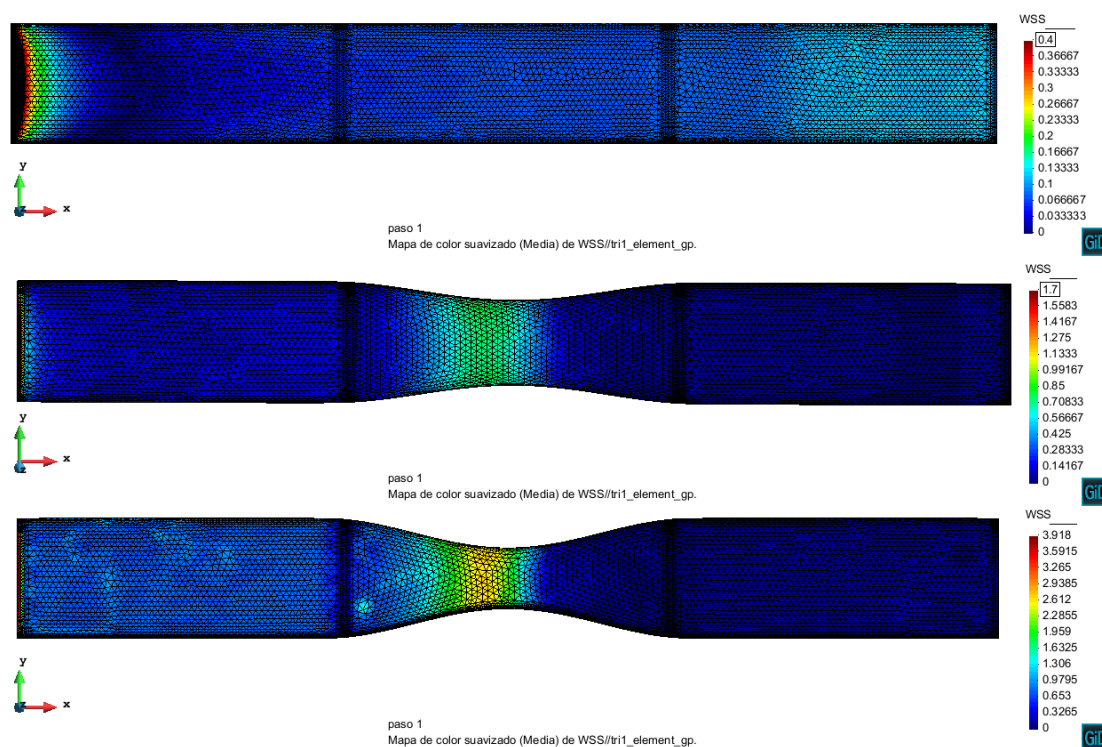


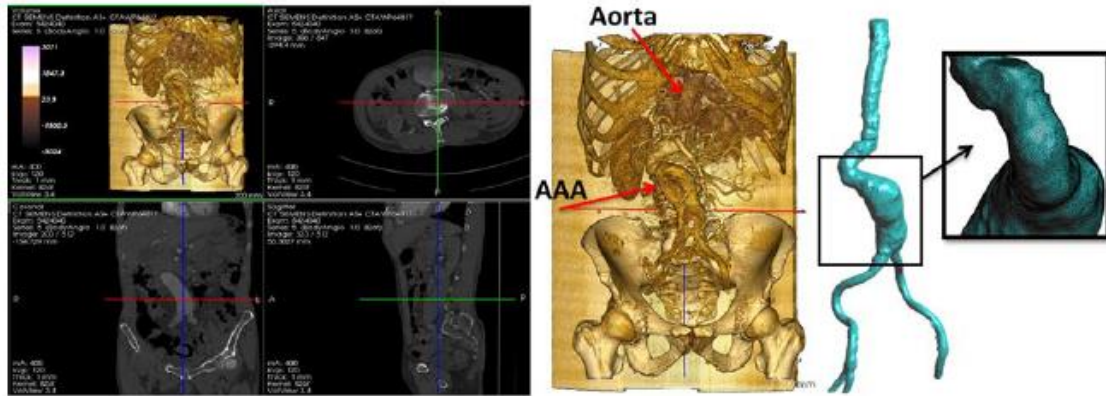
ILUSTRACIÓN 84: SIMULACIÓN DEL INDICADOR WSS PARA DELTA 0, DELTA 3 Y DELTA 5

10. Conclusiones y futuros trabajos

Debido al conjunto de estudios realizados, seguidamente se agrupan las conclusiones obtenidas desde puntos de vista independientes.

1. Tras ejecutar este proyecto de investigación, se puede entender mejor el comportamiento de los fluidos en simulaciones con geometrías complejas. La forma de los vasos sanguíneos y su diámetro influye de manera directa para la velocidad y el flujo de la sangre en el sistema circulatorio. A pesar de tratar los conductos sanguíneos como rígidos para demostrar de manera idealizada en KRATOS los principales factores físicos, en la realidad no son tubos rígidos. Debido a que son elásticos pueden ocurrir cambios que varíen algunas propiedades.
2. Los principios y leyes de la mecánica de fluidos ayudan a despejar dudas sobre algunos inconvenientes presentes en la cirugía cardiovascular y el sistema circulatorio, y también a darles una solución más o menos efectiva.
3. La sangre es un fluido no newtoniano, ya que su viscosidad aumenta cuando hay más presencia de hematocrito, y además dicha viscosidad varía cuando cambia la temperatura. Sin embargo, para empezar con una validación de principios y leyes de la mecánica de fluidos en KRATOS para diferentes modelos, los resultados obtenidos en este proyecto, idealizando el fluido sanguíneo como newtoniano, son bastante acordes a las soluciones analíticas de las leyes expuestas.
4. Referente a las simulaciones de los modelos con la programación de los indicadores hemodinámicos implementada, comparando los resultados obtenidos en KRATOS con los cálculos teóricos realizados mediante las ecuaciones que gobiernen dichos indicadores, se consigue verificar de manera correcta el funcionamiento de estos indicadores debido a las correctas descripciones de las ecuaciones que los gobiernan.
5. La aplicación tecnológica de conceptos físicos y fisiológicos contribuyen a desarrollar nuevas técnicas y equipos útiles a las distintas especialidades médicas.
6. En definitiva, siendo el objetivo principal de este trabajo el cálculo de parámetros hemodinámicos para el estudio de posibles patologías cardiovasculares, se concluye que las irregularidades, vorticidades y complicaciones en la circulación del flujo sanguíneo, que podrían llegar a surgir en una situación real, con alguna de las patologías cardiovasculares mencionadas, causarían un aumento significativo en los indicadores hemodinámicos programados, de modo que quedaría determinadas qué zonas de arterias o venas del sistema cardiovascular están sometidas a esfuerzos mayores, lo cual podría causar accidentes de mayor magnitud sobre la vida de un ser humano.

Como bien llevan a cabo otras importantes universidades, centros y equipos de investigación el paso siguiente a este trabajo sería ejecutar los procedimientos estudiados en estos casos ideales, en situaciones reales extraídas de imágenes radiográficas de origen médico. En la siguiente imagen se muestra una idea de dicha operación.



Aplicando los nuevos indicadores hemodinámicos en estos casos más reales, se determinaría de manera más efectiva los impactos en forma de esfuerzos que proporciona el flujo sanguíneo sobre las paredes de las arterias y los vasos sanguíneos del sistema cardiovascular del ser humano.

Finalmente, es importante añadir que GID se ha mostrado como uno de los más exitosos programas desarrollados en CIMNE, habiendo alcanzado una excelente respuesta por parte de ingenieros y científicos, profesionales y estudiantes, instituciones académicas y empresas en todo el mundo. Esta aceptación ha venido dada fundamentalmente por las buenas prestaciones técnicas del programa.

11. Impacto ambiental

Des del punto de vista de la ingeniería biomédica, los estudios realizados en este trabajo y los respectivos resultados obtenidos pertenecen a aplicaciones informáticas, lo cual sustituye a intervenciones quirúrgicas u otras operaciones de estudio, más propias del campo de la medicina.

Por esta razón, todas las herramientas computacionales propias de estos sistemas informáticos y los softwares basados en métodos numéricos facilitan un conjunto de estudios de investigación no destructivos que complementan y dan apoyo al campo de la medicina, sin necesidad de impactar en otros ambientes.

En definitiva, el proyecto que se ha realizado no forma parte de ningún efecto que produzca la actividad humana sobre el medio ambiente. Por este motivo, no se producen alteraciones en la línea de base ambiental.

12. Viabilidad económica del proyecto

Este trabajo de final de grado engloba un conjunto de estudios, aplicaciones y desarrollos científicos propios de una ingeniería mediante sistemas informáticos y programas de simulación. Por esta razón, el presupuesto económico básico para la realización de proyectos de investigación como este se limita a aspectos concretos y propios de las funciones a realizar.

Por un lado, la obtención de licencias de uso de softwares sofisticados que dan un gran potencial de simulación y de cálculo. GID ofrece la posibilidad de dar licencias a grupos de estudiantes que forman parte de clases de escuelas, corporaciones de actividades primarias, universidades y otras organizaciones y empresas privadas. Una vez obtenidas las licencias es importante tomar un manejo fluido de los programas para la posterior ejecución de proyectos de ingeniería.

PRECIOS DE LA VERSIÓN GID 13 EN EUROS	CORPORATIVO	UNIVERSITARIOS
	TODAS LAS ORGANIZACIONES CON ACTIVIDADES PRIMARIAS QUE NO SEAN EDUCATIVAS	ESCUELAS, UNIVERSIDADES Y OTRAS ORGANIZACIONES EDUCATIVAS
Descargar precio <i>(incluida la versión electrónica del manual del usuario)</i> <i>Dispositivo físico USB no incluido</i>	Local * 1600 €	Local * 550 €
	USB * 2000 €	USB * 700 €
	Flotante * 2290 €	Flotante * 800 €
Pedido de correo aéreo <i>Incluye folleto del manual del usuario y una memoria USB</i>	+ 95 € sobre precio de descarga <i>(envío mundial incluido)</i>	+ 95 € sobre precio de descarga <i>(envío mundial incluido)</i>
Opciones de actualización <i>Sobre el precio de la licencia.</i> <i>Manuales, tarjetas de memoria no incluidas.</i>	Desde GID 12: 60% de descuento desde GID 11: 25% de descuento desde GID 10 o más: 5% de descuento	
Manuales <i>(usuario + referencia + personalización)</i>	95 €	

"Local" es una licencia para una sola PC, "USB" es una licencia de USB portátil asociada a una memoria específica, "Flotante" es una licencia para redes.

Versión actual en venta: Versión 13.

IVA si es aplicable, no está incluido.

Los precios son por licencia de unidad.

Las licencias de GID tienen una duración ilimitada para una computadora específica. Los cambios de licencia a una computadora diferente están excepcionalmente permitidos solo durante el primer año posterior a la compra de la licencia.

Se pueden obtener descuentos especiales al solicitar múltiples licencias. Para 2-5 licencias: 10%. Para 6-10 licencias: 15%. Para 11-15 licencias: 20%. Para 16 licencias y más: 25%.

Licencia de aula: se ofrecen descuentos especiales para más de 20 licencias de la Universidad.

Los precios son los mismos para todas las plataformas (Windows, Linux, Mac OS X).



Por otro lado, es importante contabilizar económicamente los días y las horas de investigación y de ingeniería aplicadas en la realización del proyecto.

Haciendo referencia al segundo software de simulación, KRATOS, es importante destacar que es un “OPEN SOURCE”, por lo tanto, no requiere licencia y es gratuito.

PRESUPUESTO DEL PROYECTO

Coste del equipo utilizado

	Coste unitario (€)	Unidades (Ud)	Importe Total (€)
Material			
Ordenador portátil ASUS X550LD	1000	1	1000
Licencias			
GID	550	1	550
KRATOS	-	1	0

El coste hora de un ingeniero junior es de 20 €. A continuación, se desglosa el presupuesto por cada caso de estudio analizado, ya que el tiempo para cada uno de ellos ha sido diferente en función de su complejidad. A sí mismo, también se incluyen los costes por el desarrollo de los scripts y del “problem type”.

Coste por horas dedicadas en cada caso de Estudio

	Coste unitario (€/h)	Unidades (h)	Importe Total (€)
Caso 1 : AORTA	20	25	500
Caso 2: ANASTOMOSIS	20	60	1200
Caso 3: BIFURCACIÓN CAROTÍDEA	20	55	1100
Caso 4: ARTERIA CORONARIA IDEALIZADA	20	25	500

Caso 5: ARTERIA CORONARIA (VARIACIÓN DE DELTA)	20	25	500
Implementación de la aplicación	20	50	1000
Programación de los “script”	20	35	700

Del mismo modo, para la realización de este proyecto se ha contado con la ayuda del equipo de desarrollo de GID, siendo el coste por hora de un ingeniero senior de 60 euros, dedicándole aproximadamente 10 horas de consultoría.

	Coste unitario (€)	Unidades (h)	Importe Total (€)
Asesoría/consultoría GID	60	10	600

En definitiva, el coste total del proyecto, sin IVA, será de:

	Importe total (€)
Material	1000
Licencias	550
Desarrollo	5500
Consultoría	600
IMPORTE TOTAL	7650

Apéndice A

A.1 Scripts de Python

Estructuras con la programación de los indicadores

A continuación, se añade un ejemplo de los principales archivos de trabajo, sobre los cuales se han desarrollado distintas funciones y conceptos de programación para conseguir programar los nuevos indicadores hemodinámicos.

El archivo “MainKRATOS.py” agrupa todos los principales conceptos del algoritmo de la modelización numérica y se ejecuta durante el proceso de resolución del problema

El archivo “FULL_WSSModule.py” agrupa todas las definiciones de los indicadores hemodinámicos, desde las variables, bucles de tiempo, condiciones de paso, etc.

Finalmente, el “ProjectParameters.json” contiene las condiciones generales del problema, así como las características para el correcto funcionamiento de “solver”.

MainKRATOS.py

```
from __future__ import print_function, absolute_import, division #makes KRATOSMultiphysics backward
compatible with python 2.6 and 2.7
```

```
from KRATOSMultiphysics import *
from KRATOSMultiphysics.FluidDynamicsApplication import *
from KRATOSMultiphysics.ExternalSolversApplication import *
from KRATOSMultiphysics.MeshingApplication import *
from KRATOSMultiphysics.FSIApplication import *
```

```
import sys
import time as system_time
import FULL_WSSModule
```

```
## Parse the ProjectParameters
with open("ProjectParameters.json",'r') as parameter_file:
    project_parameters = Parameters( parameter_file.read())
```

```
## Get echo level and parallel type
echo_level = project_parameters["problem_data"]["echo_level"].GetInt()
parallel_type = project_parameters["problem_data"]["parallel_type"].GetString()
```

```
## Import KRATOSMPI if needed
if (parallel_type == "MPI"):
    from KRATOSMultiphysics.mpi import *
    from KRATOSMultiphysics.MetisApplication import *
    from KRATOSMultiphysics.TrilinosApplication import *
```

```
## Fluid model part definition
main_model_part = ModelPart(project_parameters["problem_data"]["model_part_name"].GetString())
main_model_part.ProcessInfo.SetValue(DOMAIN_SIZE,
project_parameters["problem_data"]["domain_size"].GetInt())
```

```
## Solver construction
import python_solvers_wrapper_fluid
```



```
solver = python_solvers_wrapper_fluid.CreateSolver(main_model_part, project_parameters)
```

```
solver.AddVariables()
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(FACE_LOAD)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(REACTION)
#main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(WSS)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(FACE_LOAD)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(NORMAL)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(NORMAL_STRESS)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(TANGENTIAL_STRESS)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(TEMPORAL_OSI)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(WSS)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(TWSS)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(OSI)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(ECAP)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(RRT)
main_model_part.AddNodalSolutionStepVariable(WSS_THETA)
```

```
## Read the model - note that SetBufferSize is done here
solver.ImportModelPart()
```

```
## Add AddDofs
solver.AddDofs()
```

```
## Initialize GID I/O
output_post = project_parameters.Has("output_configuration")
if (output_post == True):
    if (parallel_type == "OpenMP"):
        from GID_output_process import GIDOutputProcess
        GID_output = GIDOutputProcess(solver.GetComputingModelPart(),
                                     project_parameters["problem_data"]["problem_name"].GetString(),
                                     project_parameters["output_configuration"])
    elif (parallel_type == "MPI"):
        from GID_output_process_mpi import GIDOutputProcessMPI
        GID_output = GIDOutputProcessMPI(solver.GetComputingModelPart(),
                                         project_parameters["problem_data"]["problem_name"].GetString(),
                                         project_parameters["output_configuration"])

    GID_output.ExecuteInitialize()
```

```
## Creation of KRATOS model (build sub_model_parts or submeshes)
fluid_model = Model()
fluid_model.AddModelPart(main_model_part)
```

```
## Get the list of the skin submodel parts in the object Model
for i in range(project_parameters["solver_settings"]["skin_parts"].size()):
    skin_part_name = project_parameters["solver_settings"]["skin_parts"][i].GetString()
    fluid_model.AddModelPart(main_model_part.GetSubModelPart(skin_part_name))
```

```
## Get the list of the no-skin submodel parts in the object Model (results processes and no-skin conditions)
for i in range(project_parameters["solver_settings"]["no_skin_parts"].size()):
    no_skin_part_name = project_parameters["solver_settings"]["no_skin_parts"][i].GetString()
    fluid_model.AddModelPart(main_model_part.GetSubModelPart(no_skin_part_name))
```

```
## Get the list of the initial conditions submodel parts in the object Model
for i in range(project_parameters["initial_conditions_process_list"].size()):
    initial_cond_part_name =
project_parameters["initial_conditions_process_list"][i]["Parameters"]["model_part_name"].GetString()
    fluid_model.AddModelPart(main_model_part.GetSubModelPart(initial_cond_part_name))
```

```
## Get the gravity submodel part in the object Model
for i in range(project_parameters["gravity"].size()):
    gravity_part_name = project_parameters["gravity"][i]["Parameters"]["model_part_name"].GetString()
```



```

fluid_model.AddModelPart(main_model_part.GetSubModelPart(gravity_part_name))

## Print model_part and properties
if (echo_level > 1) and ((parallel_type == "OpenMP") or (mpi.rank == 0)):
    print("")
    print(main_model_part)
    for properties in main_model_part.Properties:
        print(properties)

## Processes construction
import process_factory
# "list_of_processes" contains all the processes already constructed (boundary conditions, initial conditions and
gravity)
# Note 1: gravity is firstly constructed. Outlet process might need its information.
# Note 2: initial conditions are constructed before BCs. Otherwise, they may overwrite the BCs information.
list_of_processes = process_factory.KRATOSProcessFactory(fluid_model).ConstructListOfProcesses(
project_parameters["gravity"])
list_of_processes += process_factory.KRATOSProcessFactory(fluid_model).ConstructListOfProcesses(
project_parameters["initial_conditions_process_list"])
list_of_processes += process_factory.KRATOSProcessFactory(fluid_model).ConstructListOfProcesses(
project_parameters["boundary_conditions_process_list"])
list_of_processes += process_factory.KRATOSProcessFactory(fluid_model).ConstructListOfProcesses(
project_parameters["auxiliar_process_list"])

if (echo_level > 1) and ((parallel_type == "OpenMP") or (mpi.rank == 0)):
    for process in list_of_processes:
        print(process)

## Processes initialization
for process in list_of_processes:
    process.ExecuteInitialize()

## Solver initialization
solver.Initialize()

## Stepping and time settings
start_time = project_parameters["problem_data"]["start_time"].GetDouble()
end_time = project_parameters["problem_data"]["end_time"].GetDouble()
time = start_time
step = 0

if (output_post == True):
    GID_output.ExecuteBeforeSolutionLoop()

for process in list_of_processes:
    process.ExecuteBeforeSolutionLoop()

## Writing the full ProjectParameters file before solving
if ((parallel_type == "OpenMP") or (mpi.rank == 0)) and (echo_level > 1):
    with open("ProjectParametersOutput.json", 'w') as f:
        f.write(project_parameters.PrettyPrintJsonString())

# force a flush to get some output in windows
# Note: we don't do flushes in MPI, they are only good for causing bottlenecks in disk access.
if parallel_type == "OpenMP":
    sys.stdout.flush()
    last_flush = system_time.time()

print(main_model_part)
fluid_part= fluid_model["MainModelPart.fluid_computational_model_part"]
NormalCalculationUtils().CalculateOnSimplex(fluid_part.Conditions,3)
#MortarUtilities().ComputeNodesMeanNormalModelPart(main_model_part)
while(time <= end_time):

```

```

delta_time = solver.ComputeDeltaTime()
step += 1
time += delta_time
main_model_part.CloneTimeStep(time)
main_model_part.ProcessInfo[STEP] = step

if (parallel_type == "OpenMP") or (mpi.rank == 0):
    print("")
    print("STEP = ", main_model_part.ProcessInfo[STEP])
    print("TIME = ", main_model_part.ProcessInfo[TIME])

if parallel_type == "OpenMP":
    now = system_time.time()
    if now - last_flush > 10.0: # if we didn't flush for the last 10 seconds
        sys.stdout.flush()
        last_flush = now

for process in list_of_processes:
    process.ExecuteInitializeSolutionStep()

if (output_post == True):
    GID_output.ExecuteInitializeSolutionStep()

print("COMPUTING.....")
solver.Solve()

print ("Computing REACTION")
skin_part = fluid_model["MainModelPart.NoSlip3D_Skin"]
fluid_part= fluid_model["MainModelPart.fluid_computational_model_part"]
FULL_WSSModule.CalculateWallShearStress(fluid_part,skin_part)
FULL_WSSModule.CalculateWallShearStress_Nodal(skin_part)

if(step>1):
    print("Computing TWSS")
    FULL_WSSModule.Calculate_TWSS(skin_part,step)
    FULL_WSSModule.Calculate_TWSS_Nodal(skin_part,step)

if(time >= end_time):
    print ("Computing Hemodynamics Parameters")
    FULL_WSSModule.Calculate_OSI(skin_part,step,time)
    FULL_WSSModule.Calculate_OSI_Nodal(skin_part,step,time)

for process in list_of_processes:
    process.ExecuteFinalizeSolutionStep()

if (output_post == True):
    GID_output.ExecuteFinalizeSolutionStep()

for process in list_of_processes:
    process.ExecuteBeforeOutputStep()

if (GID_output.IsOutputStep()) and (output_post == True):
    print("RESULTS.....")
    GID_output.PrintOutput()

for process in list_of_processes:
    process.ExecuteAfterOutputStep()

for process in list_of_processes:
    process.ExecuteFinalize()

if (output_post == True):
    GID_output.ExecuteFinalize()

```


FULL_WSSModule.py

```

from __future__ import print_function, absolute_import, division #makes KRATOSMultiphysics backward
compatible with python 2.6 and 2.7
from KRATOSMultiphysics import *
#from KRATOSMultiphysics.IncompressibleFluidApplication import *
from KRATOSMultiphysics.FluidDynamicsApplication import *
from KRATOSMultiphysics.ExternalSolversApplication import *
from KRATOSMultiphysics.MeshingApplication import *
from KRATOSMultiphysics.FSIApplication import *
import math
import time
import sys

```

def CalculateWallShearStress(model_part,skin_model_part):

```

for condition in skin_model_part.Conditions:
    if(condition.Properties.Id == 0):
        # print("ID_Condition", condition.Id)
        normal = condition.GetNormal()
        normN = math.sqrt(normal[0] ** 2 + normal[1] ** 2 + normal[2] ** 2)
        normal[0] = normal[0]/normN
        normal[1] = normal[1]/normN
        normal[2] = normal[2]/normN
        face_load = Vector(3) # Array3()
        face_load[0] = 0.0
        face_load[1] = 0.0
        face_load[2] = 0.0
        for node in condition.GetNodes():
            node_load = node.GetSolutionStepValue(FACE_LOAD)
            face_load[0] = face_load[0] + node_load[0]
            face_load[1] = face_load[1] + node_load[1]
            face_load[2] = face_load[2] + node_load[2]
        factor = 1.0/len(condition.GetNodes())
        face_load *= factor
        projection = face_load[0]*normal[0] + face_load[1]*normal[1] + face_load[2]*normal[2]
        normal_load = Vector(3)
        normal_load[0] = projection * normal[0]
        normal_load[1] = projection * normal[1]
        normal_load[2] = projection * normal[2]

        tangent_load = Vector(3)
        tangent_load[0] = face_load[0] - normal_load[0]
        tangent_load[1] = face_load[1] - normal_load[1]
        tangent_load[2] = face_load[2] - normal_load[2]
        wss = math.sqrt(tangent_load[0] ** 2 + tangent_load[1] ** 2 + tangent_load[2] ** 2)
        Face_load_N= math.sqrt(face_load[0] ** 2 + face_load[1] ** 2 + face_load[2] ** 2)
        condition.SetValue(TANGENTIAL_STRESS,tangent_load)
        condition.SetValue(NORMAL_STRESS,normal_load)
        condition.SetValue(WSS,wss)
        theta=math.acos(wss/Face_load_N)
        theta_angle=math.degrees(theta)
        condition.SetValue(WSS_THETA,theta_angle)

```

def Calculate_TWSS(skin_model_part,n):

```

print("CalculateOscillatoryShearIndex-->Gauss")
# TWSS :Time-averaged wall shear stress vector (save in the last value)
twss=0.0
for condition in skin_model_part.Conditions:
    #Calculate the sum of the vector components of WSS for all times step
    previous_tangential=condition.GetValue(TEMPORAL_OSI)
    tangential=condition.GetValue(TANGENTIAL_STRESS)
    previous_tangential[0]=previous_tangential[0]+((tangential[0]-previous_tangential[0])/n)
    previous_tangential[1]=previous_tangential[1]+((tangential[1]-previous_tangential[1])/n)

```

```

previous_tangential[2]=previous_tangential[2]+((tangential[2]-previous_tangential[2])/n)
condition.SetValue(TEMPORAL_OSI,previous_tangential)
#Calculates the sum of the WSS magnitudes for all time steps
twss=condition.GetValue(TWSS)+(((math.sqrt(tangential[0]**2+tangential[1]**2+tangential[2]**2))-
condition.GetValue(TWSS))/n)
condition.SetValue(TWSS,twss) #float(condition.Id))

```

```
def Calculate_OSI(skin_model_part,n,time):
```

```

    factor=1/n
    for condition in skin_model_part.Conditions:
        SumWSS=condition.GetValue(TEMPORAL_OSI)
        SumWSS *= factor
        #Calculates the magnitude of the time-averaged WSS vector
        T1=math.sqrt((SumWSS[0])**2+(SumWSS[1])**2+(SumWSS[2])**2)
        #Calculates the time-averaged WSS magnitude
        twss_final=(condition.GetValue(TWSS))/n
        OSI_Final=0.5* (1.0-(T1/twss_final))
        aa=((1-2*OSI_Final)*twss_final)
        if (aa == 0):
            rrt=0.0
        else:
            rrt=1/((1-2*OSI_Final)*twss_final)
        if (twss_final==0):
            ecap=0.0
        else:
            ecap=OSI_Final/twss_final
        rrt=1/((1-2*OSI_Final)*twss_final)
        ecap=OSI_Final/twss_final
        condition.SetValue(OSI,OSI_Final)
        condition.SetValue(TWSS,twss_final)
        condition.SetValue(ECAP,ecap)
        condition.SetValue(RRT,rrt)

```

ProjectParameters.json

```

{
  "problem_data" : {
    "problem_name" : "CoronaryArtery_Malla2",
    "model_part_name" : "MainModelPart",
    "domain_size" : 3,
    "parallel_type" : "OpenMP",
    "echo_level" : 0,
    "start_time" : 0.0,
    "end_time" : 1
  },
  "output_configuration" : {
    "result_file_configuration" : {
      "GIDpost_flags" : {
        "GIDPostMode" : "GID_PostBinary",
        "WriteDeformedMeshFlag" : "WriteDeformed",
        "WriteConditionsFlag" : "WriteConditions",
        "MultiFileFlag" : "SingleFile"
      },
      "file_label" : "time",
      "output_control_type" : "time",
      "output_frequency" : 0.1,
      "body_output" : true,
      "node_output" : false,
      "skin_output" : false,
      "plane_output" : [],
      "nodal_results" : ["VELOCITY","PRESSURE","REACTION","WSS","OSI","TWSS","ECAP","RRT"],
    }
  }
}

```

```

    "gauss_point_results" : ["WSS", "OSI", "TWSS", "ECAP", "RRT"]
  },
  "point_data_configuration" : []
},
"restart_options" : {
  "SaveRestart" : "False",
  "RestartFrequency" : 0,
  "LoadRestart" : "False",
  "Restart_Step" : 0
},
"solver_settings" : {
  "solver_type" : "Monolithic",
  "model_import_settings" : {
    "input_type" : "mdpa",
    "input_filename" : "CoronaryArtery_Malla2"
  },
  "echo_level" : 0,
  "compute_reactions" : false,
  "dynamic_tau" : 1.0,
  "oss_switch" : 0,
  "maximum_iterations" : 10,
  "relative_velocity_tolerance" : 0.001,
  "absolute_velocity_tolerance" : 1e-5,
  "relative_pressure_tolerance" : 0.001,
  "absolute_pressure_tolerance" : 1e-5,
  "volume_model_part_name" : "Parts_Volume",
  "skin_parts" : ["AutomaticInlet3D_Inlet", "Outlet3D_Outlet", "NoSlip3D_Skin"],
  "no_skin_parts" : [],
  "time_stepping" : {
    "automatic_time_step" : false,
    "time_step" : 0.01
  }
},
"initial_conditions_process_list" : [],
"boundary_conditions_process_list" : [{
  "python_module" : "apply_inlet_process",
  "KRATOS_module" : "KRATOSMultiphysics.FluidDynamicsApplication",
  "help" : [],
  "process_name" : "ApplyInletProcess",
  "Parameters" : {
    "mesh_id" : 0,
    "model_part_name" : "AutomaticInlet3D_Inlet",
    "variable_name" : "VELOCITY",
    "modulus" : "0.2*(1-(((z**2+y**2)/(0.00175**2))))",
    "direction" : "automatic_inwards_normal",
    "interval" : [0.0, "End"]
  }
}],
{
  "python_module" : "apply_outlet_process",
  "KRATOS_module" : "KRATOSMultiphysics.FluidDynamicsApplication",
  "help" : [],
  "process_name" : "ApplyOutletProcess",
  "Parameters" : {
    "mesh_id" : 0,
    "model_part_name" : "Outlet3D_Outlet",
    "variable_name" : "PRESSURE",
    "constrained" : true,
    "value" : 0.0,
    "hydrostatic_outlet" : false,
    "h_top" : 0.0
  }
},
{
  "python_module" : "apply_noslip_process",

```

```

"KRATOS_module" : "KRATOSMultiphysics.FluidDynamicsApplication",
"process_name" : "ApplyNoSlipProcess",
"Parameters" : {
  "mesh_id" : 0,
  "model_part_name" : "NoSlip3D_Skin"
}
}},
"gravity" : [{
  "python_module" : "assign_vector_by_direction_process",
  "KRATOS_module" : "KRATOSMultiphysics",
  "process_name" : "AssignVectorByDirectionProcess",
  "Parameters" : {
    "mesh_id" : 0,
    "model_part_name" : "Parts_Volume",
    "variable_name" : "BODY_FORCE",
    "modulus" : 0.0,
    "constrained" : false,
    "direction" : [0.0,-1.0,0.0]
  }
}],
"auxiliar_process_list" : []
}

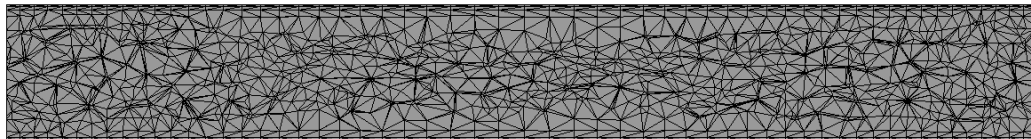
```

Apéndice B

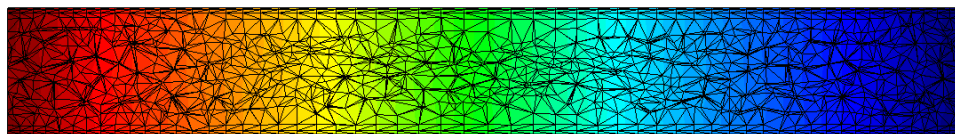
B.1 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la aorta

Para la Malla 0:

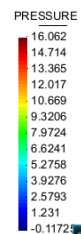
Mallado:



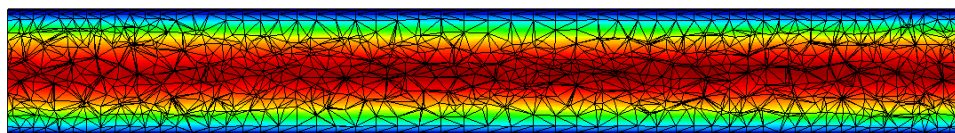
Presión:



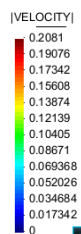
paso 1
Áreas coloreadas de PRESSURE.



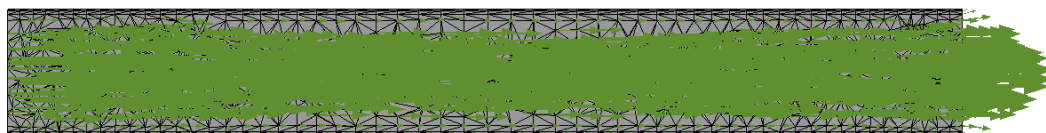
Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



paso 1
Áreas coloreadas de VELOCITY, [VELOCITY].



Vectores:

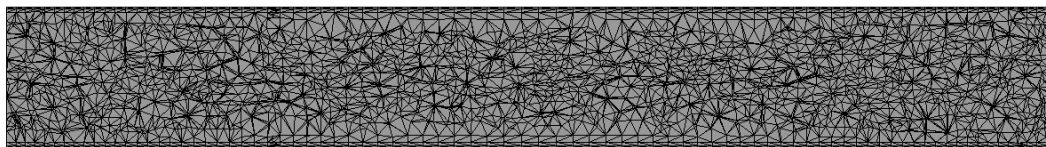


paso 1
Mostrar Vectores de VELOCITY, [VELOCITY] factor 0.014543.

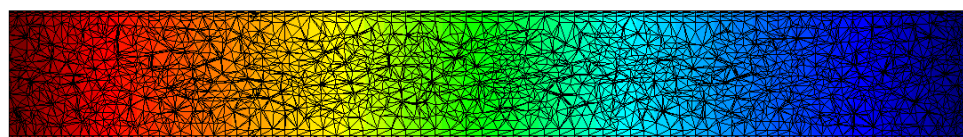


Para la Malla 1:

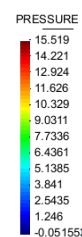
Mallado:



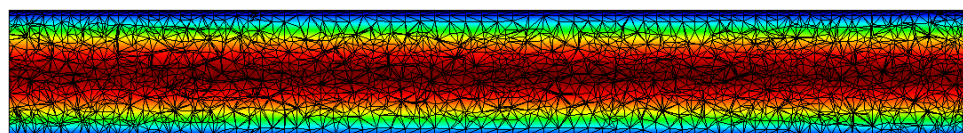
Presión:



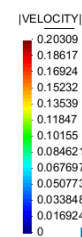
paso 1
Áreas coloreadas de PRESSURE.



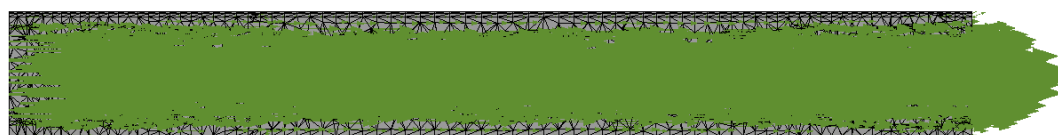
Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



paso 1
Áreas coloreadas de VELOCITY, [VELOCITY].



Vectores:



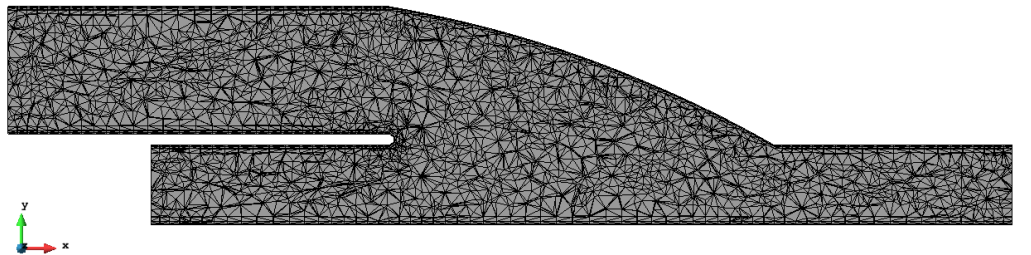
paso 1
Mostrar Vectores de VELOCITY, [VELOCITY] factor 0.014902.



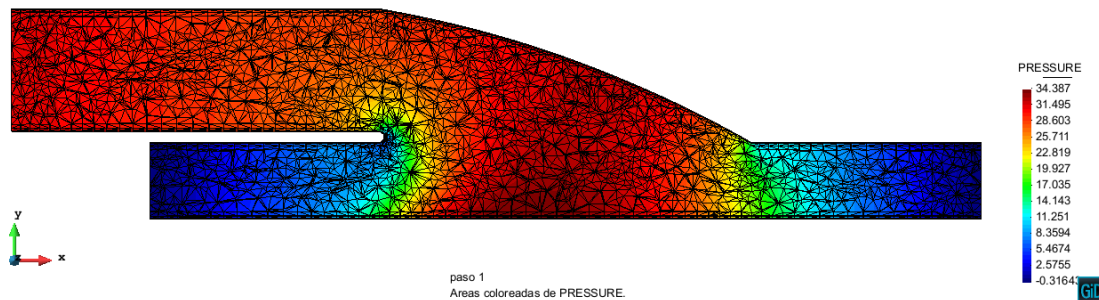
B.2 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la anastomosis

Para la Malla 0:

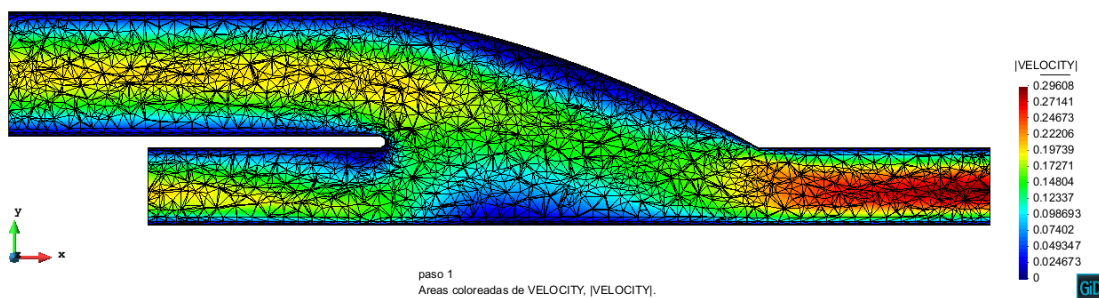
Mallado:



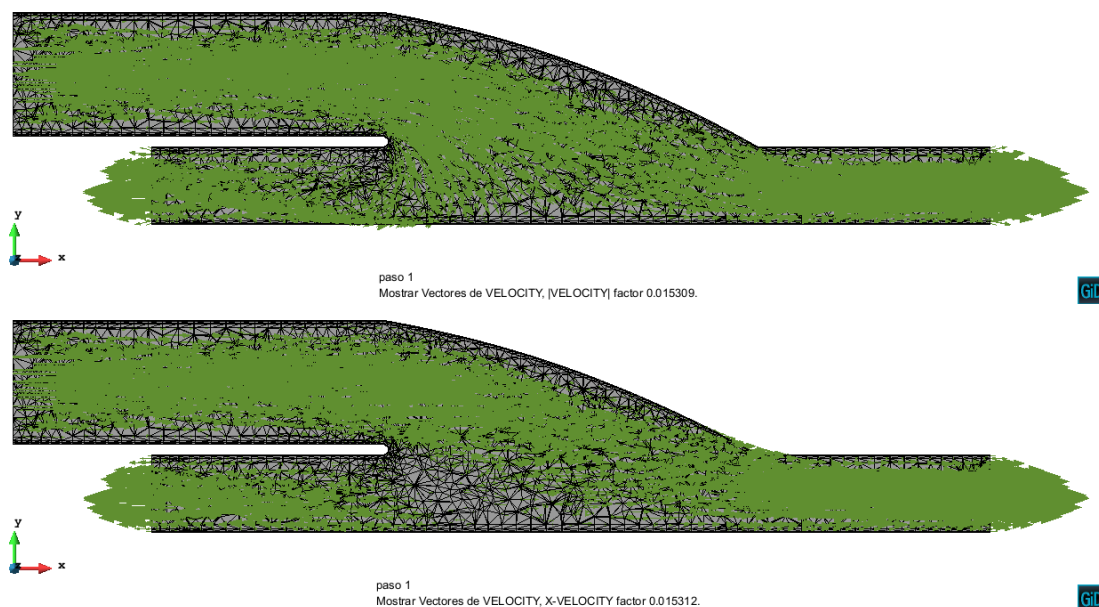
Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:

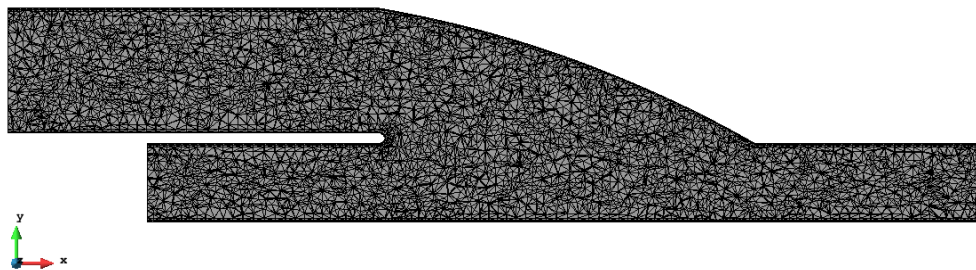


Vectores:

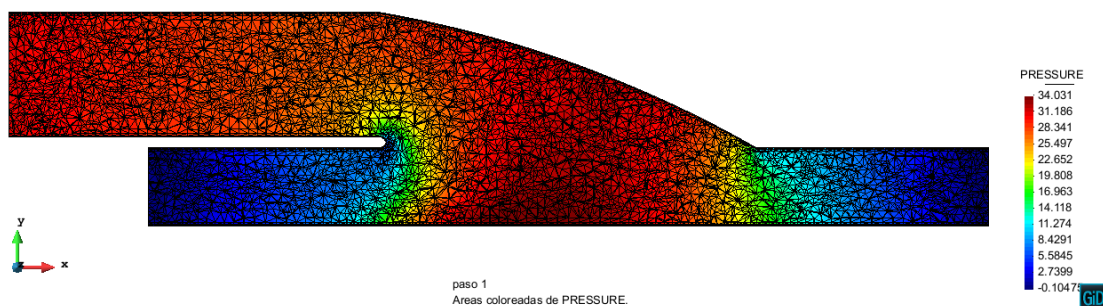


Para la Malla 1:

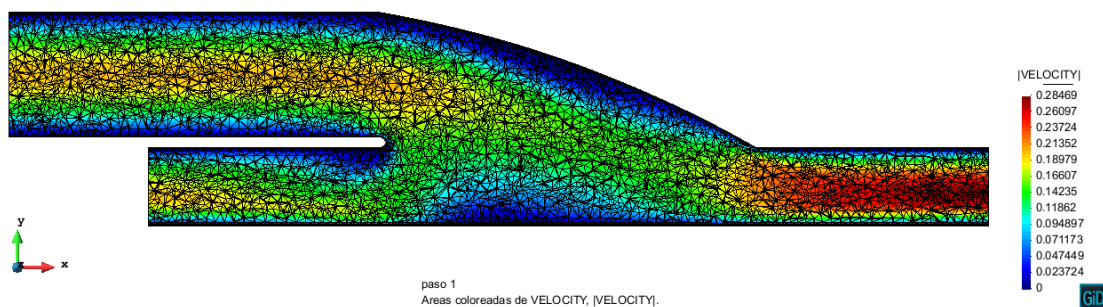
Mallado:



Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



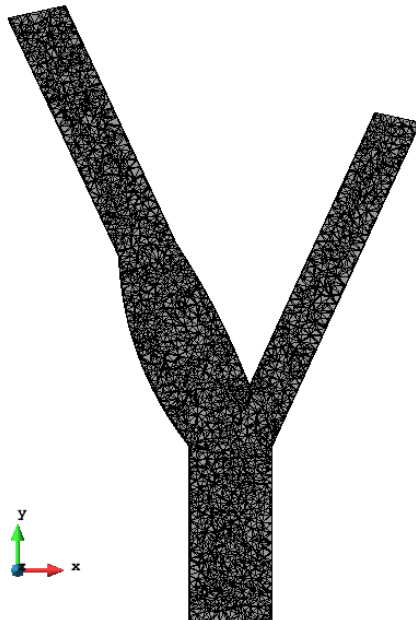
Vectores:



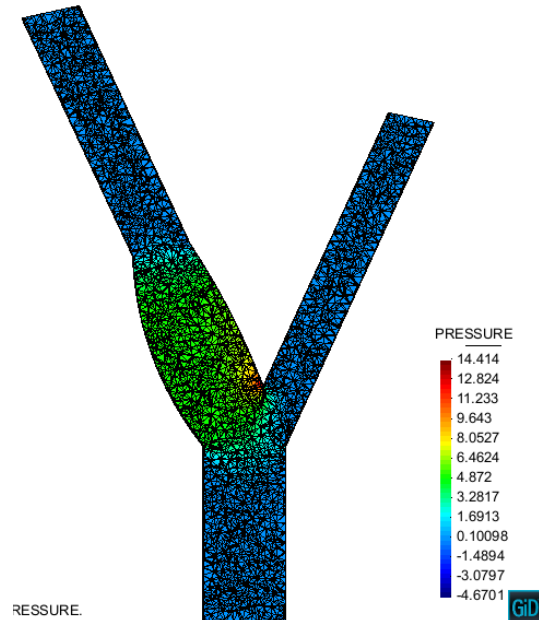
B.3 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la carótida

Para la Malla 0:

Modelo:Mallado



Presión

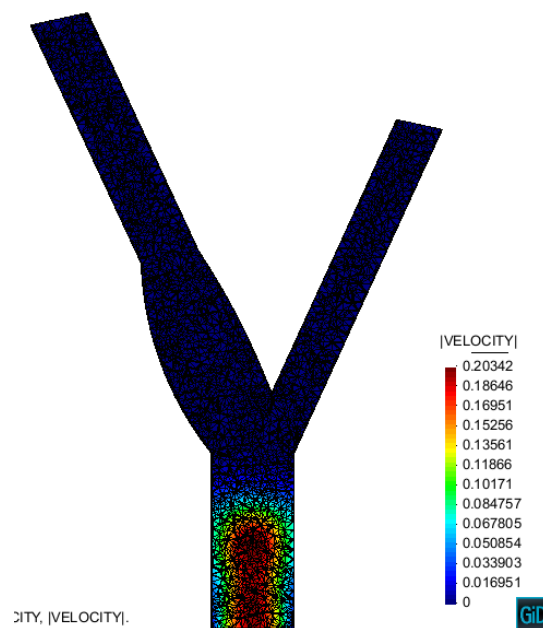


Evolución de las áreas coloreadas de velocidad absoluta:

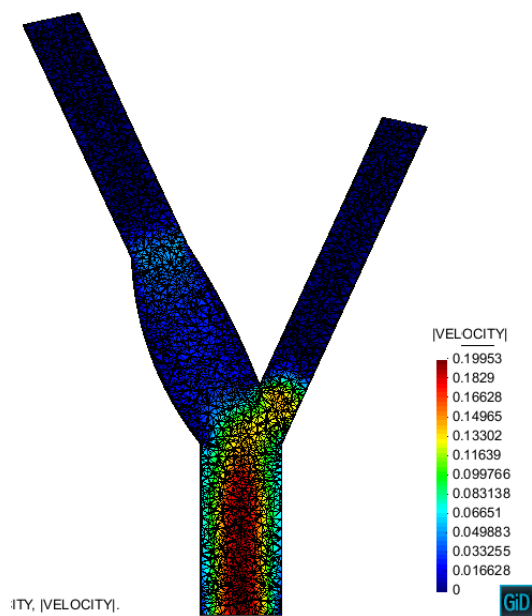
Paso 1



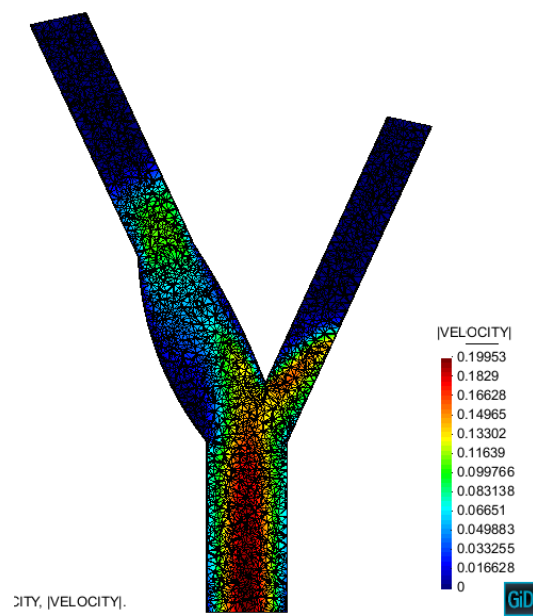
Paso 2



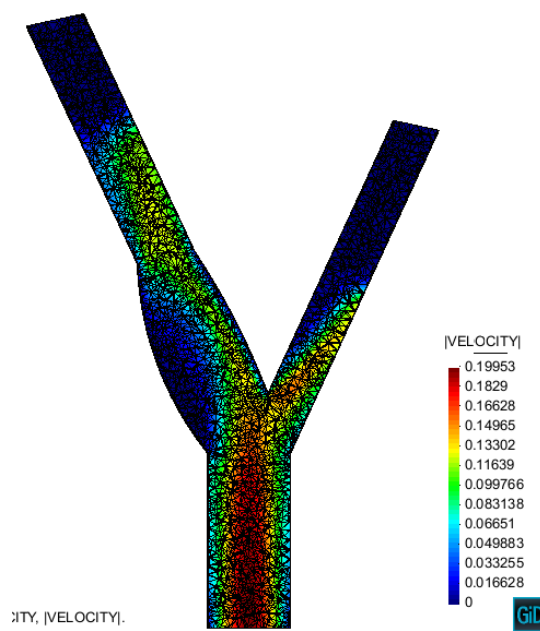
Paso 3



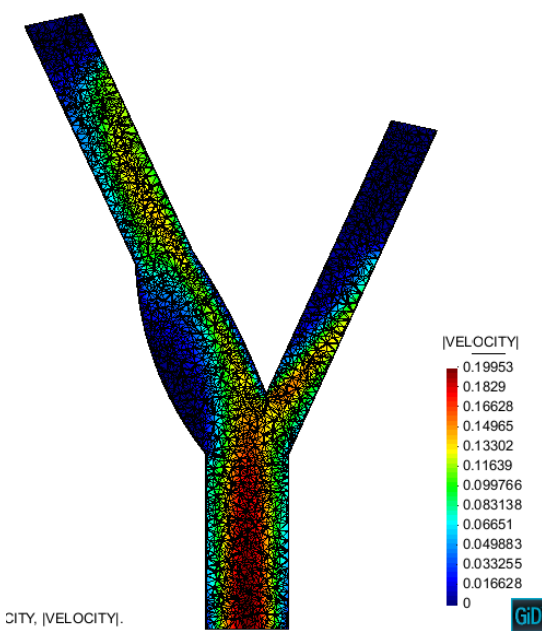
Paso 4



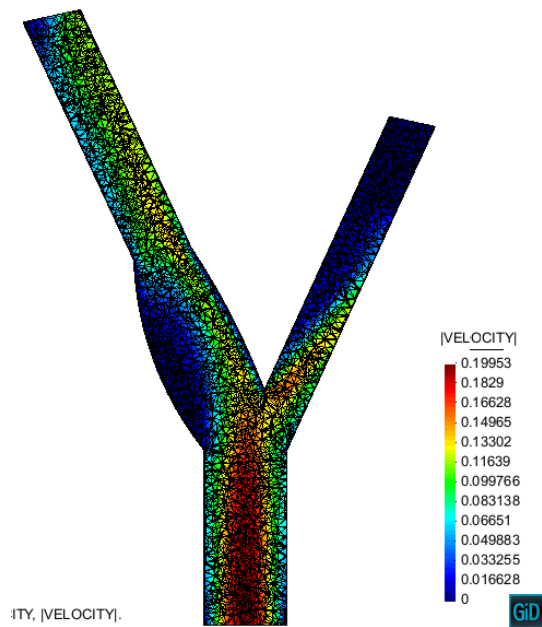
Paso 5



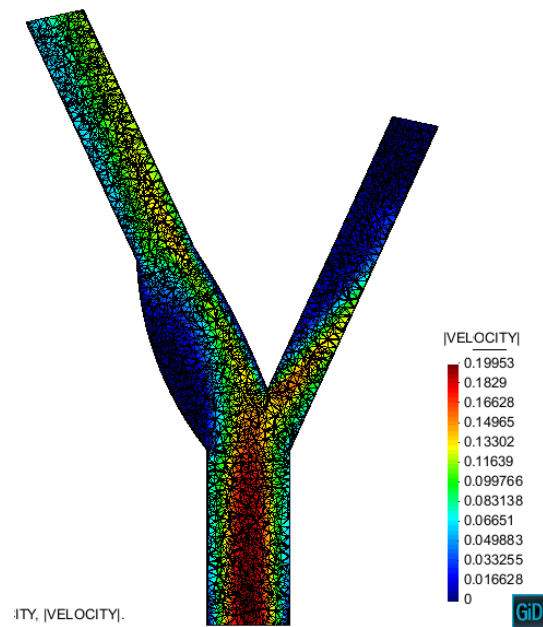
Paso 6



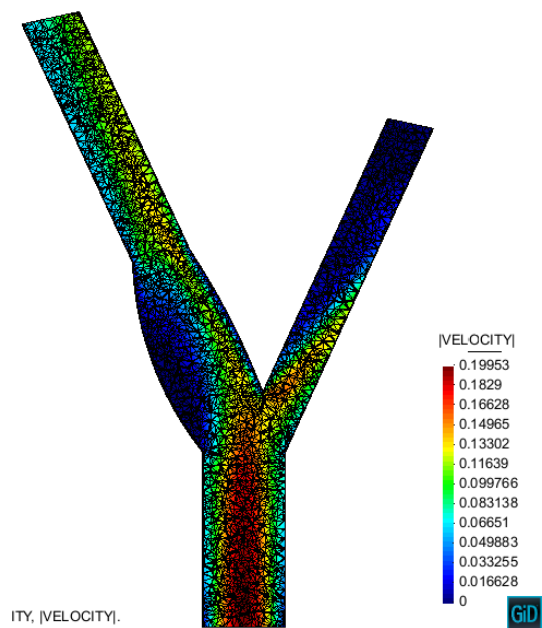
Paso 7



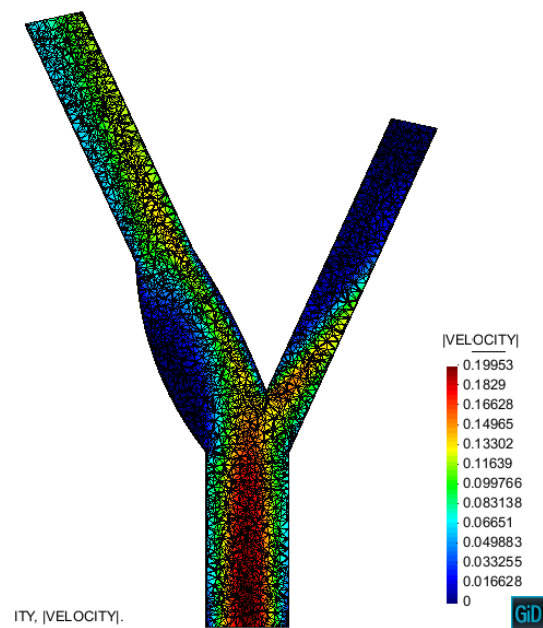
Paso 8



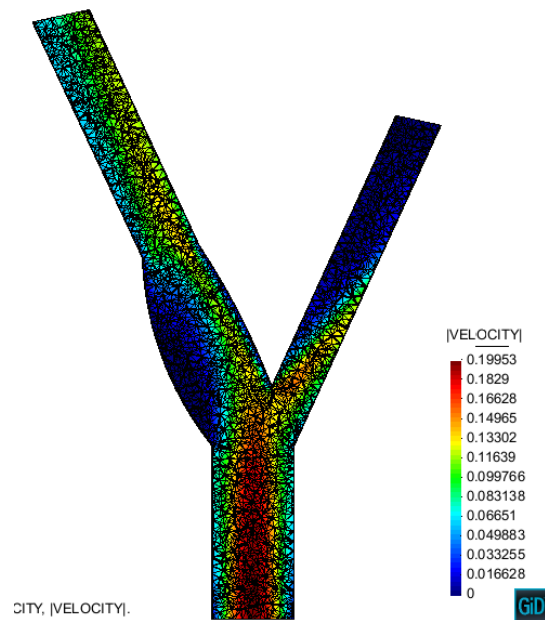
Paso 9



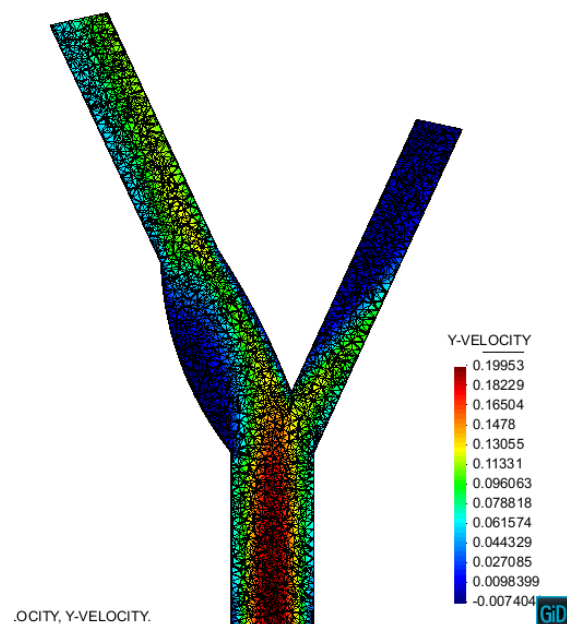
Paso 10



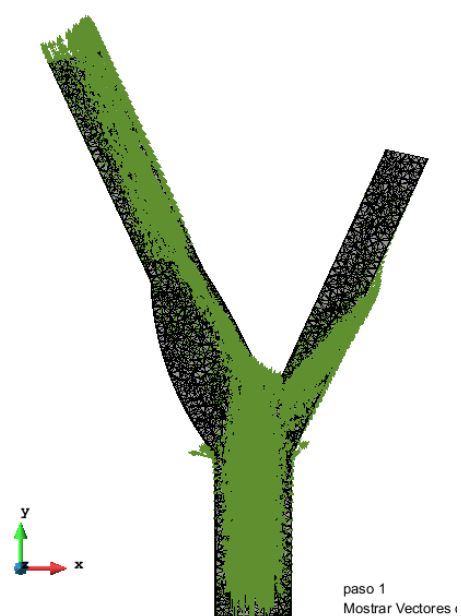
Paso 11



Áreas coloreadas de Velocidad-Y:



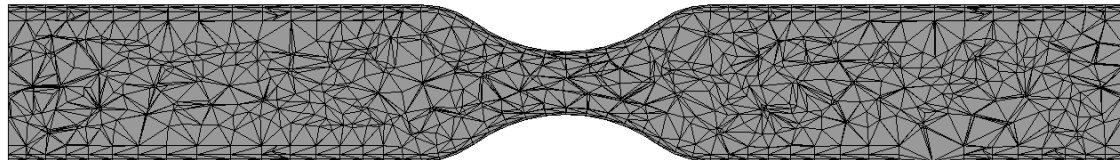
Vectores (Velocidad absoluta):



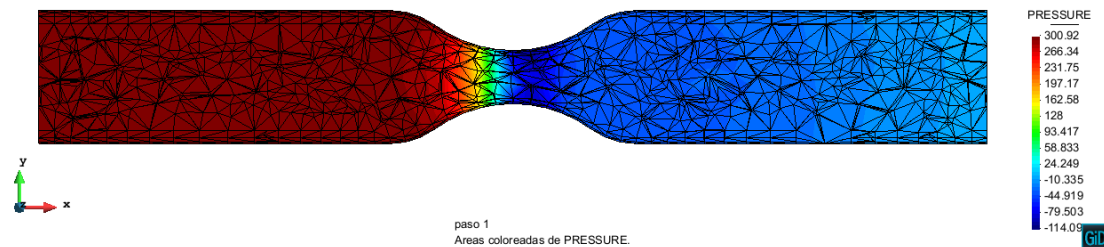
B.4 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la arteria coronaria

Para la Malla 0:

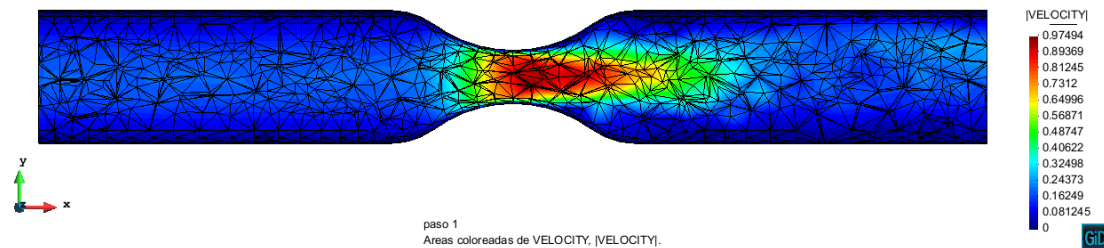
Mallado:



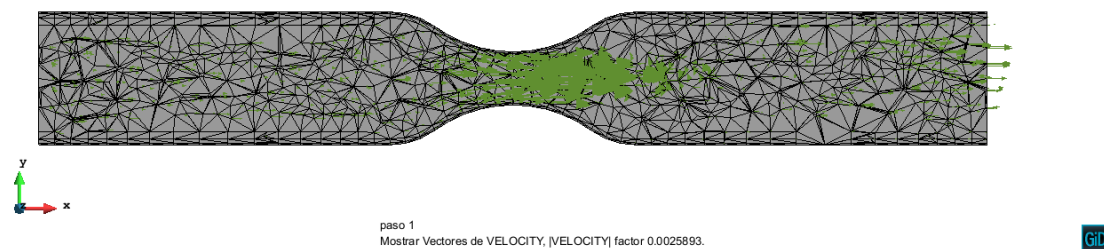
Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:

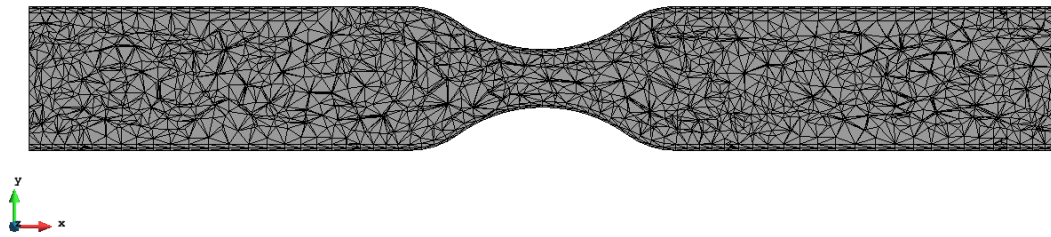


Vectores:

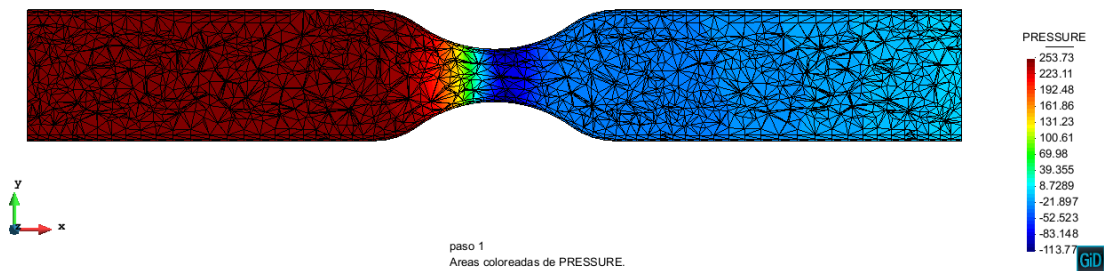


Para la Malla 1:

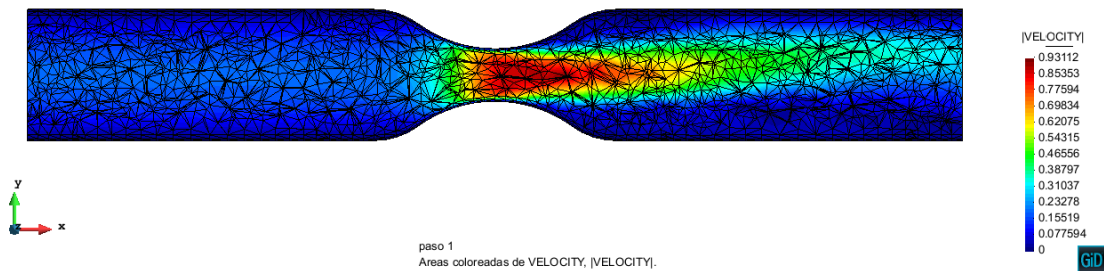
Mallado:



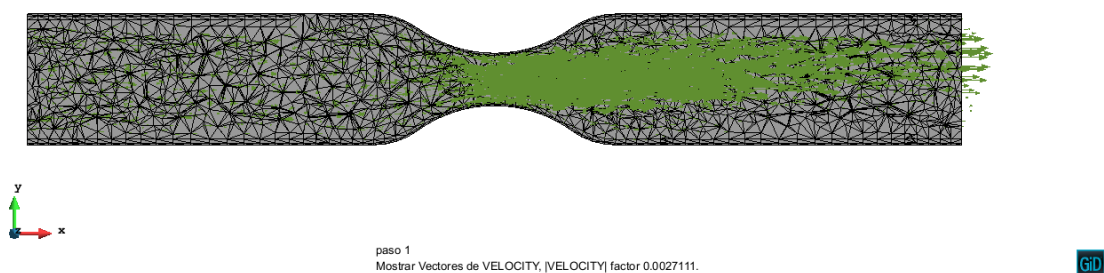
Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



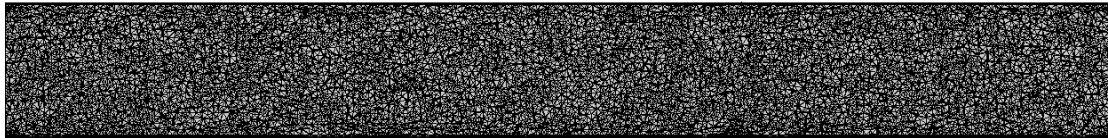
Vectores:



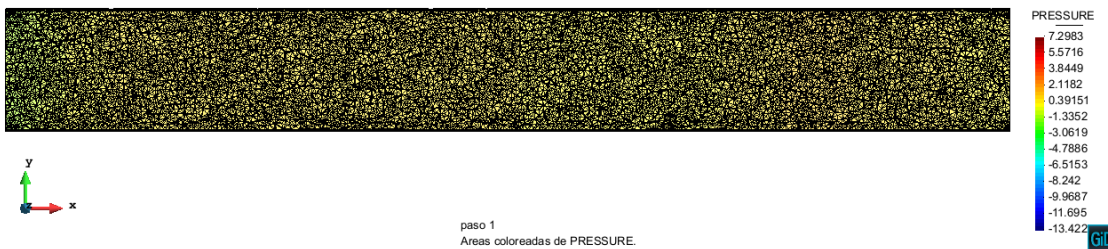
B.5 Visualización de la simulación del recorrido del flujo estabilizado para el caso de estudio de la arteria coronaria con delta 0, delta 3, delta 5 y delta 7

Para delta 0: Coronary_953_0.gid

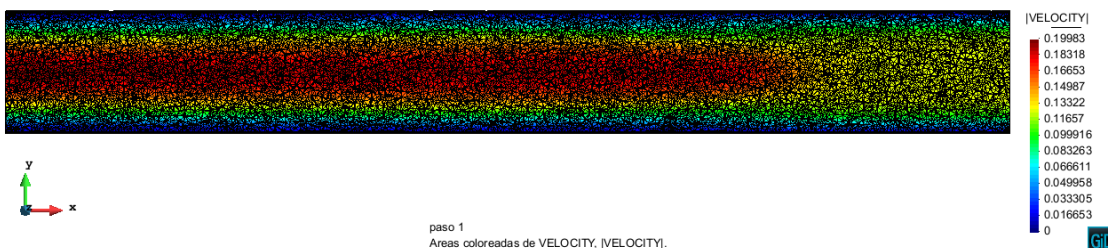
Mallado:



Presión:



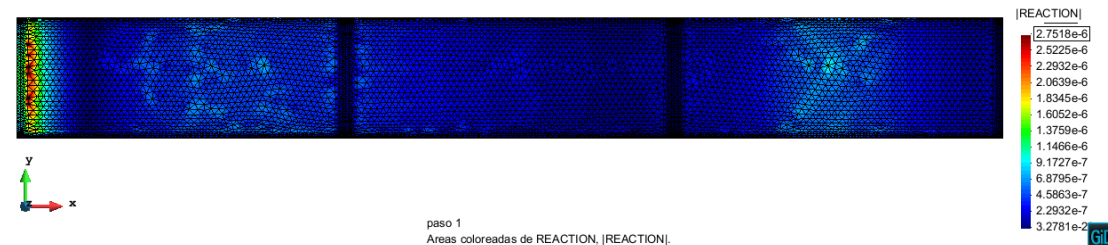
Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



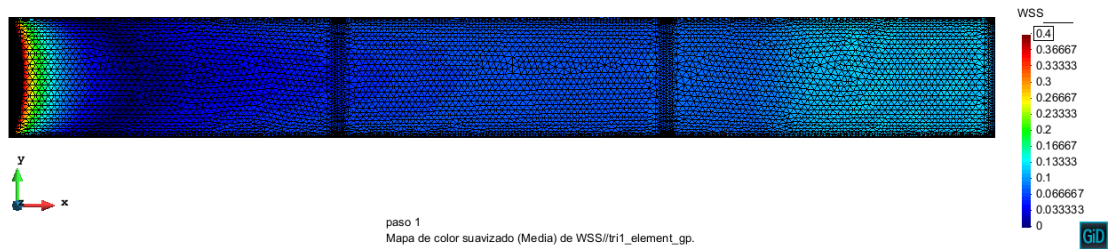
Vectores:



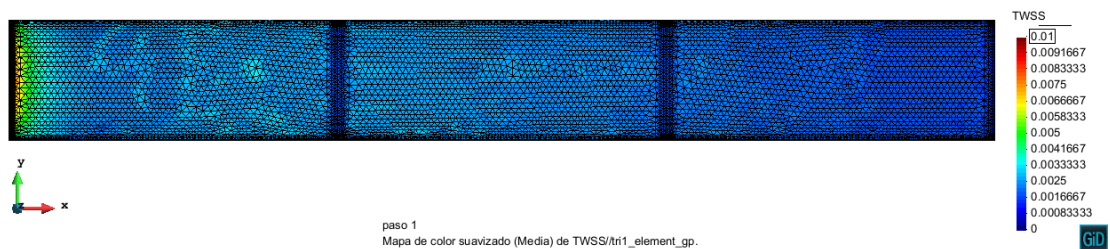
REACCIONES



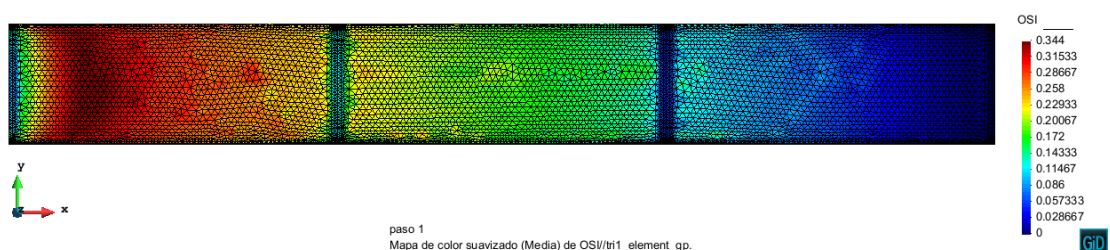
WSS



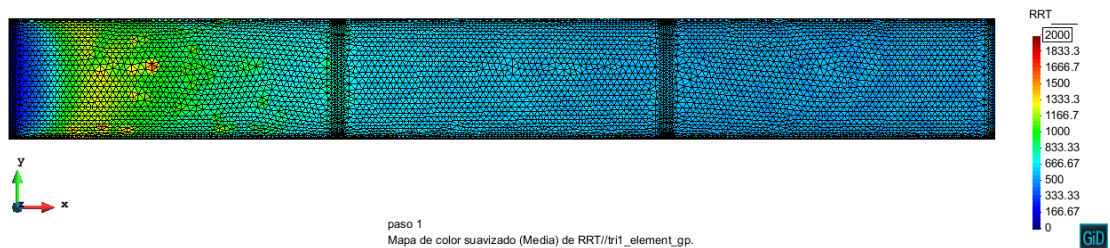
TWSS



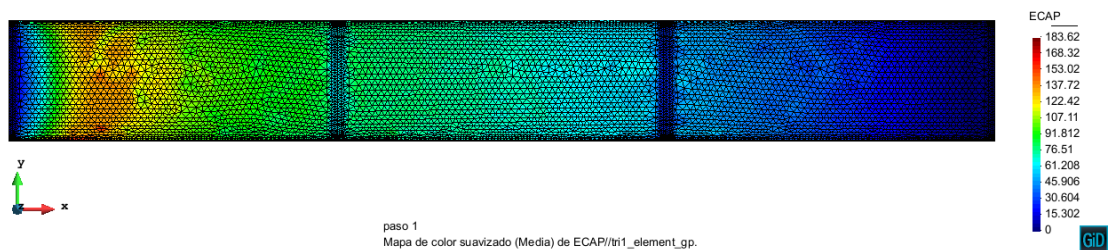
OSI



RRT

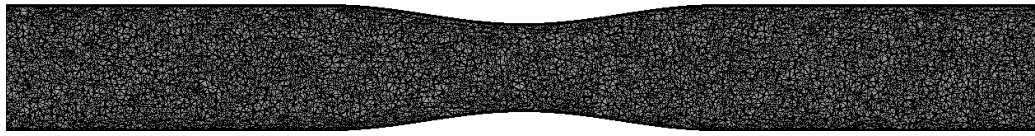


ECAP

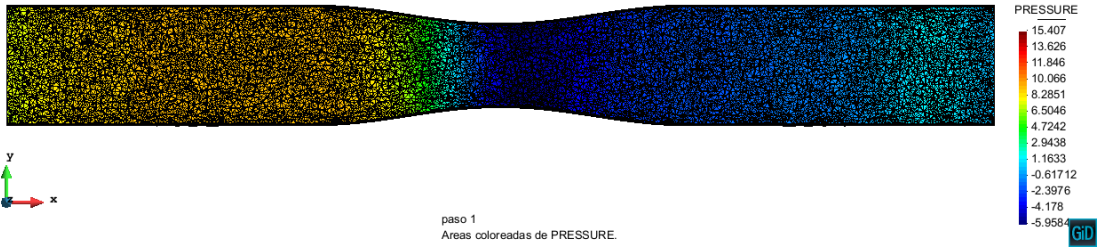


Para delta 3: Coronary_953_3.gid

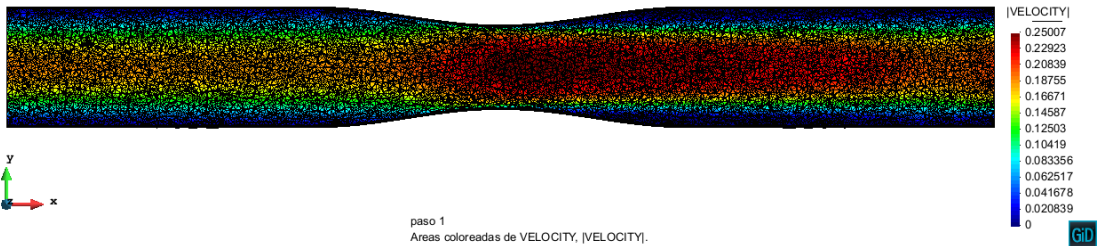
Mallado:



Presión:



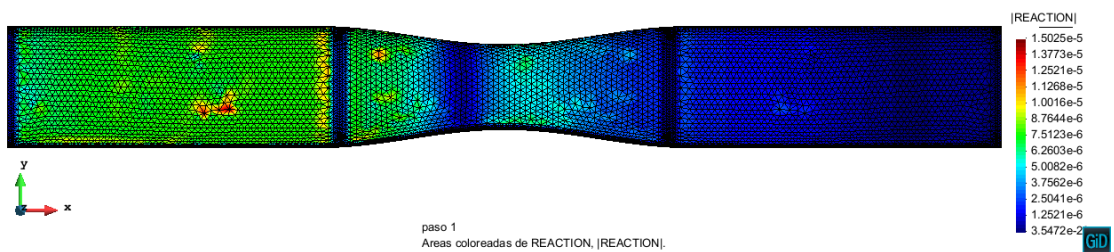
Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



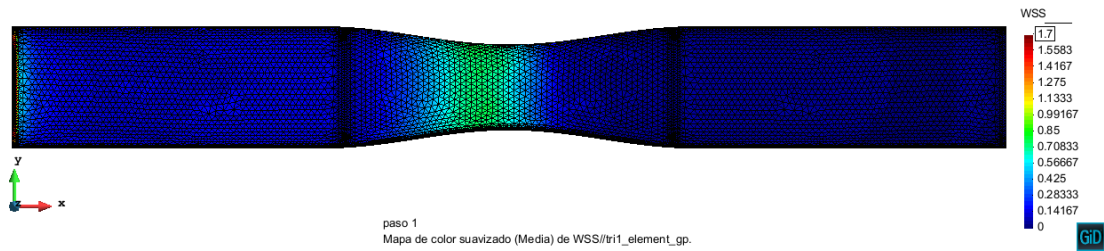
Vectores:



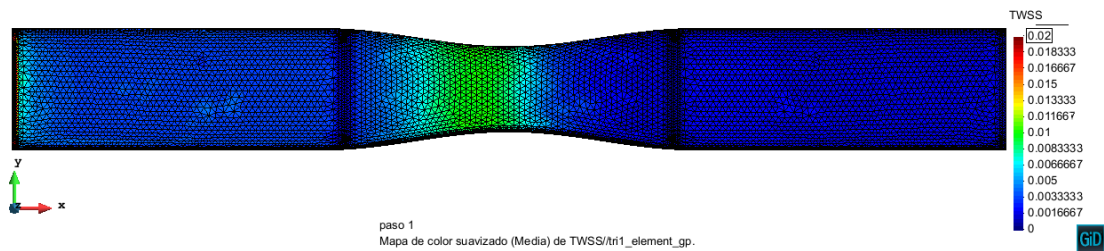
REACCIONES



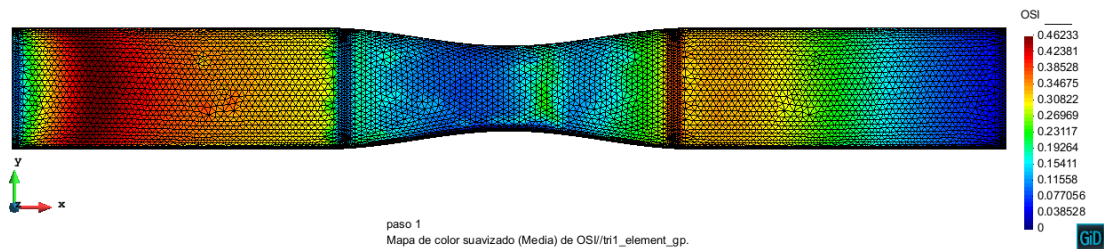
WSS



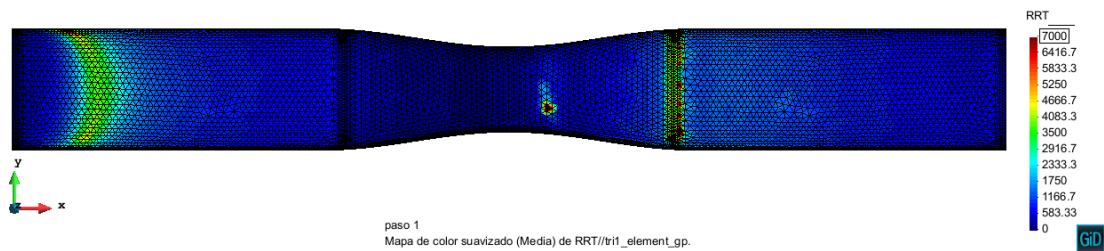
TWSS



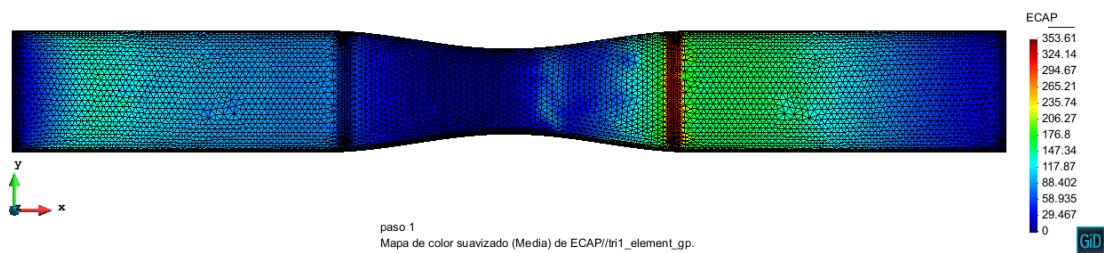
OSI



RRT

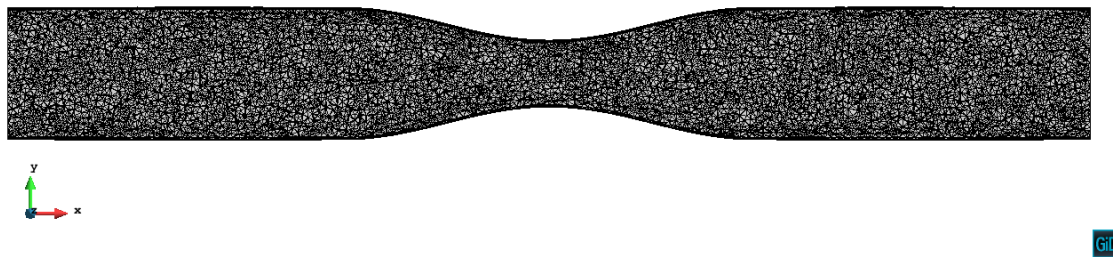


ECAP

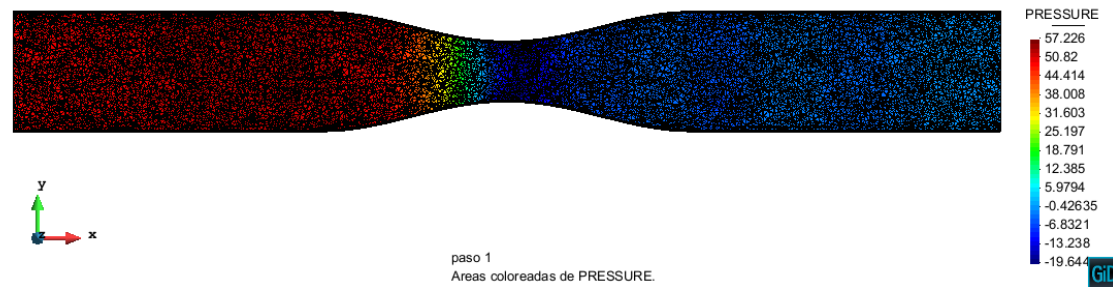


Para delta 5: Coronary_953_5.gid

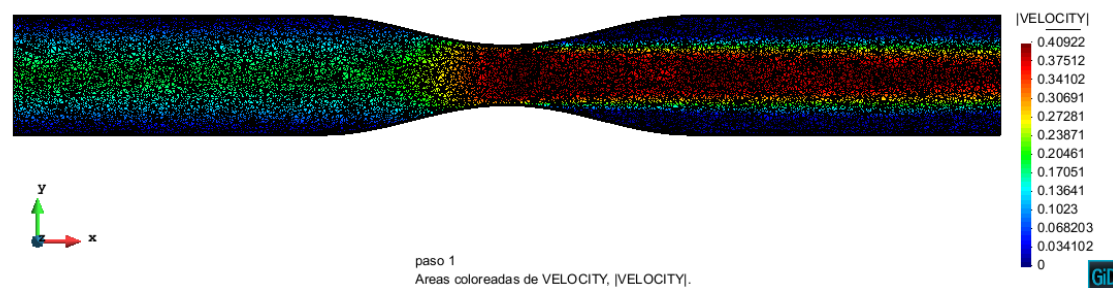
Mallado:



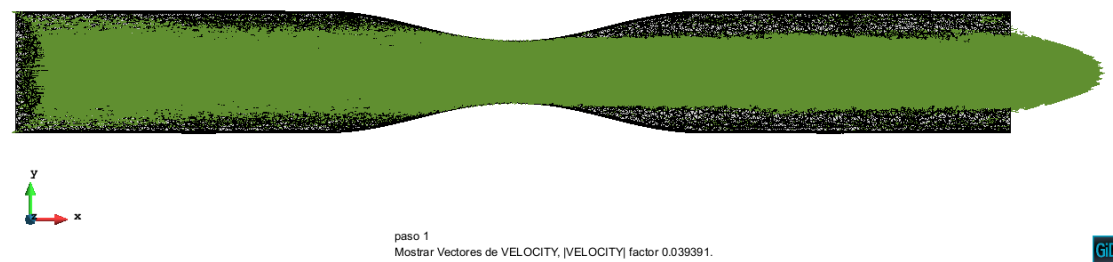
Presión:



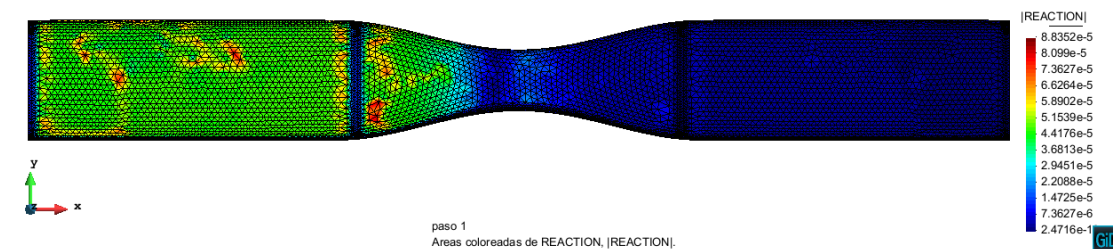
Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



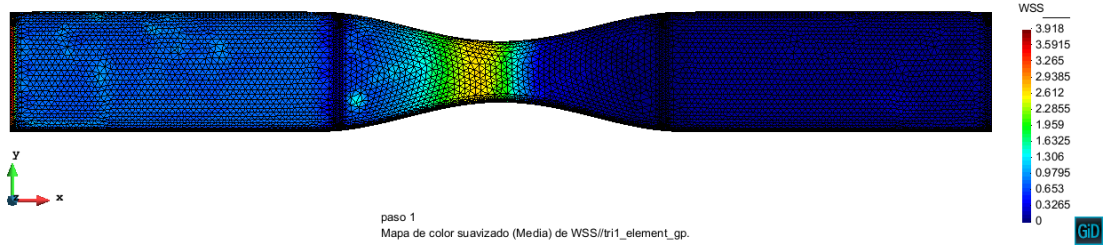
Vectores:



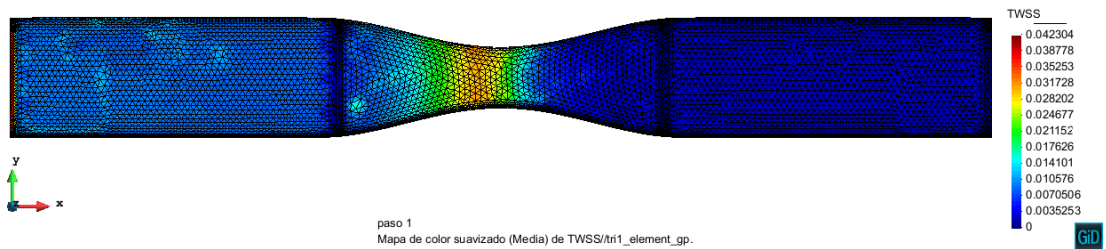
REACCIONES



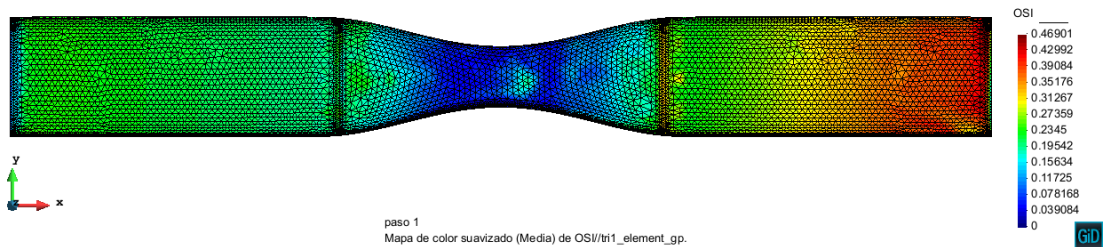
WSS



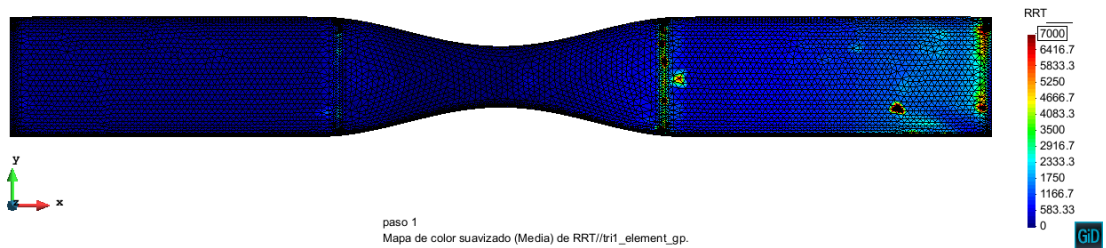
TWSS



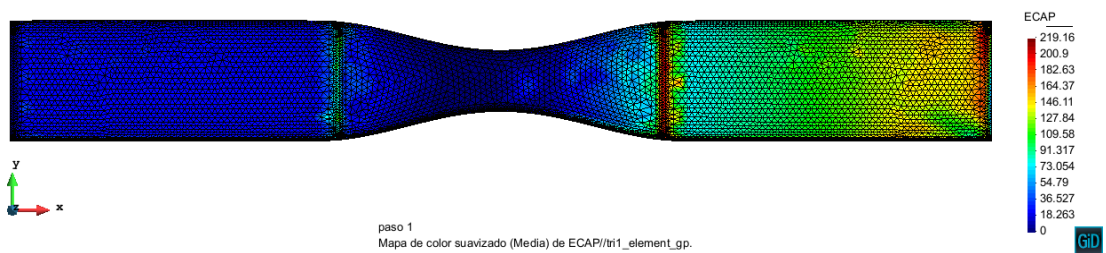
OSI



RRT

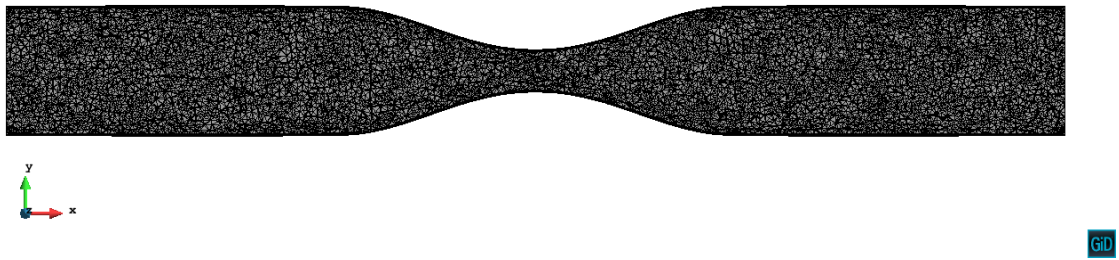


ECAP

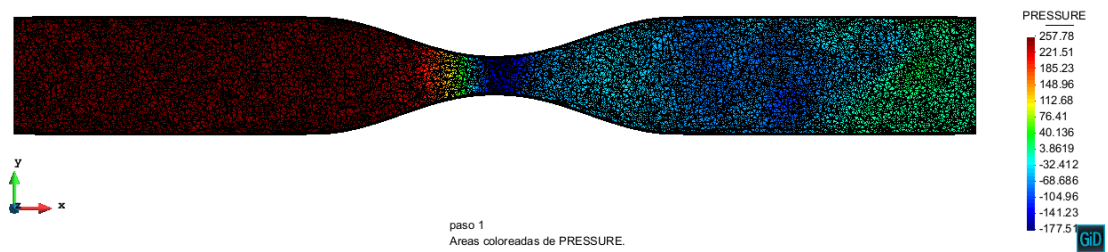


Para delta 7: Coronary_953_7.gid

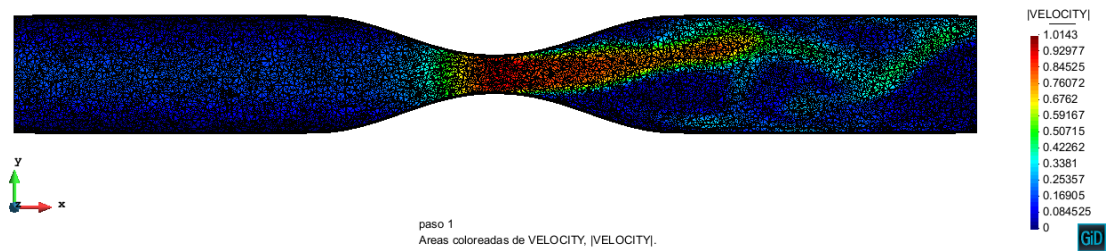
Mallado:



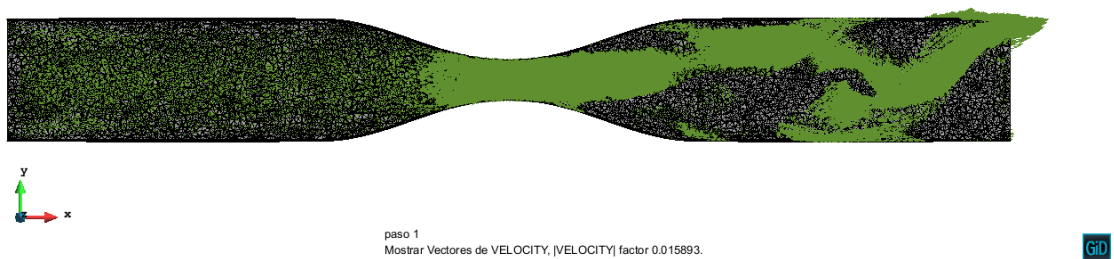
Presión:



Áreas coloreadas de Velocidad absoluta:



Vectores:



Referencias

Libros, publicaciones y revistas

1. Charles A. Taylor. **A Computation Framework for Investigating Hemodynamic Factors in Vascular Adaptation and Disease**, 1996.
2. Charles A. Taylor, Thomas J. R. Hughes and Christopher K. Zarins. **Finite Element Modelling of Three-Dimensional Pulsatile Flow in the Abdominal Aorta: Relevance to Arteriosclerosis**. Annals of Biomedical Engineering, Vol 26 pp. 975-987, 1998.
3. F.Nicoud **Hemodynamic changes induced by stenting in elastic arteries**. Center for turbulence research, Annual research briefs 2002.
4. D.E.M. Taylor, A.L. Steven. **Blood Flow theory and practice**. Academic Press.
5. C.M. Müller-Carger, M.Cerrrolaza, **Biongeniería en iberoamerica:avances y desarrollos**. CIMNE. Barcelona. Colección de métodos computacionales en ingeniería: teoría y aplicaciones.
6. **GID, the personal pre and postprocessore**, Reference manual.CIMNE. 2017
7. **KRATOS, The implementation of numerical methods for the solution of engineering problems**. CIMNE. 2018
8. E Soudah, EYK Ng, TH LOONG, M Bordone, U Pua, N Sriram. **“CFD Modelling of Abdominal Aortic Aneurysm on Hemodynamic Loads using a Realistic Geometry with CT”**. Computational and Mathematical Methods in Medicine 13 (Article ID 472564), 9
9. E Soudah, R Rossi, S Idelsohn, E Oñate. **A reduced-order model based on the coupled 1D 3D finite element simulations for an efficient analysis of hemodynamics problems**. Computational Mechanics 54 (4), 1013-1022
10. E Soudah, G Vilalta, JA Vilalta, M Bordone, F Nieto, MA Pérez, **Idealized Abdominal Aortic Aneurysm (AAA) Geometry as Predictor of Hemodynamics Stresses**. Journal of Biomechanics 45 (07), Pages S37
11. E Soudah Prieto. **Computational fluid dynamics indicators to improve cardiovascular pathologies**. Tesis Doctoral. Universitat Politècnica de Catalunya. 2016
12. E. Soudah, G. Vilalta, M. Bordone, F. Nieto, J.A. Vilalta, C. Vaquero. **Estudio paramétrico de tensiones hemodinámicas en modelos de aneurismas de aorta abdominal**, Rev. int. métodos numér. cálc. diseño ing., 31(2) (2015), p 106-112.
13. Eduardo Soudah, Paula Rudenick, Maurizio Bordone, Bart Bijmens, David García-Dorado, Arturo Evangelista & Eugenio Oñate (2013). **Validation of numerical flow simulations against in vitro phantom measurements in different type B aortic dissection scenarios**. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18:8, 805-815, DOI: 10.1080/10255842.2013.847095
14. Giovana Gavidia, Eduardo Soudah, Miguel Martín-Landrove, Miguel Cerrolaza. (2011) **Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas**. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería 27(3); 200-226.

Bibliografía

Páginas web

1. <https://www.GIDhome.com/>
2. <https://www.wikipedia.org/>
3. <https://medlineplus.gov/spanish/aneurysms.html>
4. <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo24.html>
5. <https://medlineplus.gov/spanish/carotidarterydisease.html>
6. <https://es.wikipedia.org/wiki/Hemodin%C3%A1mica>
7. <http://fluidosmpolo.blogspot.com.es/2012/12/la-sangre-como-fluido-newtoniano-si.html>
8. http://www.abc.es/ciencia/abci-navier-stokes-ecuaciones-nadie-conseguido-resolver-y-valen-millon-dolares-201705021028_noticia.html
9. <https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=537>
10. https://es.wikipedia.org/wiki/Mec%C3%A1nica_computacional
11. <https://sites.google.com/site/201702albertogarduno/semana-11>
12. <http://www.cimne.com/KRATOS/>
13. <https://github.com/KRATOSMultiphysics/KRATOS/wiki>
14. <https://www.significados.com/viscosidad-dinamica-y-cinematica/>
15. <https://es.wikipedia.org/wiki/Viscosidad>
16. <http://mecanicadefluidoscod5131587.blogspot.com/2015/11/numero-de-reynolds.html>
17. <http://www.cimnemultimediamchannel.com/vpage/2/0/technology/products/KRATOS>
18. <https://github.com/KRATOSMultiphysics/KRATOS/wiki/Overview>

